

**POSTUROGRAPHISCHE ANALYSE
AN EINEM NORMALKOLLEKTIV**

KLAUS HEHL

1985

*Less
München*

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-
und Ohrenkranke der Universität München

Direktor: Prof.Dr.H.H.Naumann

POSTUROGRAPHISCHE ANALYSE AN EINEM NORMALKOLLEKTIV

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten
Medizin an der Ludwig Maximiliansuniversität
zu München

vorgelegt von
Klaus Hehl

aus
Kaufbeuren

Jahr
1985

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof.Dr.H.Scherer

Mitberichterstatter: Prof.Dr.H.H.Naumann

Dekan: Prof.Dr.W.Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 11.3.1986

Gliederung

1. Einleitung
2. Fragestellung
3. Untersuchungsgut
4. Methodik
 - 4.1. Arbeitsweise der Messplattform
 - 4.2. Auswertung
 - 4.3. Kalibrierung der Messplattform
 - 4.3.1. Physikalische Eichung
 - 4.3.2. Biologische Eichung
 - 4.4. Versuchsanordnung
5. Ergebnisse
 - 5.1. Statistische Auswertung der Einflüsse des optischen, akustischen, somatischen und vestibulären Systems auf die Steuerung des Geradestehens
 - 5.1.1 Untersuchung des normalen Stehverhaltens
 - 5.1.2 Untersuchung des Einflusses des somatischen Systems
 - 5.1.3 Untersuchung des Einflusses des oculomotorischen Systems
 - 5.1.4 Untersuchung des Einflusses des akustischen Systems
 - 5.1.5 Untersuchung des Einflusses des vestibulären Systems
 - 5.2 Statistische Auswertung der Gruppen Alter, Größe, Fußgröße und Gewicht
 - 5.2.1. Gruppenauswertung der Größe
 - 5.2.2. Gruppenauswertung der Fußgröße
 - 5.2.3. Gruppenauswertung des Gewichts
 - 5.2.4. Gruppenauswertung des Alters
 - 5.3 Definition von Normbereichen für Schwerpunktverlagerung nach Augenschluß, mittlere Amplitude und Strecke sowohl bei geöffneten, wie auch bei geschlossenen Augen

- 6. Diskussion
 - 6.1 Diskussion der Methodik
 - 6.1.1 Diskussion der Verwendung der Messanlage
 - 6.1.2 Diskussion der Versuchsanordnung
 - 6.1.3 Diskussion der Auswertung und Darstellung des Körperschwankens anhand geeigneter Parameter
 - 6.1.4 Diskussion der Eichung von Messgrößen
 - 6.1.5 Diskussion der Abgrenzung vom Normbereich
 - 6.2 Diskussion der Ergebnisse
 - 6.2.1 Diskussion der Einflüsse von visuellen, somatischen, akustischen und vestibulären Faktoren
 - 6.2.1.1 Einfluß des optischen Systems
 - 6.2.1.2 Einfluß des somatischen Systems
 - 6.2.1.3 Einfluß des akustischen Systems
 - 6.2.1.4 Einfluß des vestibulären Systems
 - 6.2.2 Diskussion der Auswertung der Gruppen Alter, Größe, Gewicht und Fußgröße
- 7. Zusammenfassung
- 8. Literaturverzeichnis
- 9. Anlage: Auflistung der Messwerte unseres Normalkollektivs in Prozent des statistischen Mittelwerts der Versuchssituationen - geöffnete und geschlossene Augen auf "kalter Plattform -

1. Einleitung

Der aufrecht stehende Mensch steuert sein Gleichgewicht vorwiegend über drei Sinnessysteme:

1. das optische
2. das vestibuläre
3. das propriozeptive

Bereits 1846 beschrieb Romberg (54) den Einfluß des optischen Systems auf das aufrechte Stehen von Tabes dorsalis Patienten. Die ersten einfachen graphischen Verfahren zur Registrierung des Körperschwankens entwickelten Vierothe 1862 (69) und Hinsdale 1887 (31). Barany (3) hat als erster 1910 vestibuläre Einflüsse auf die Romberg-Position untersucht.

Seither wurden die verschiedensten Versuchsanordnungen und Messmethoden zur Abbildung und Auswertung der Gleichgewichtsregulation angewendet.

Photographische Aufzeichnungsmethoden wurden von Orma 1957 (51) beschrieben und vor allem von Claussen (16), der den Unterberger-Tretversuch durchführen ließ, weiterentwickelt.

Mit Accelerometern arbeiteten Kitahara (39) und Thomas und Whitney (67).

Das inzwischen gängigste Verfahren, um Körperschwankungen aufzuzeichnen ist die Posturographie (engl. posture - Haltung). Dabei werden mit Hilfe von Dehnungsmesstreifen, bzw. piezoelektrischen Druckfühlern, die an den vier Ecken einer Messplattform angebracht sind, Kraft- und Schwerpunktabbildungen aufgezeichnet. Es kamen sowohl stabile (4,63,64,65,67) als auch bewegliche Messplatten (2,6,10,19,20,21,45,53) zur Anwendung.

Die ersten posturographischen Untersuchungen führte Hellebrandt 1938 (27) durch. Thomas und Whitney (67) lieferten erstmals quantitative Ergebnisse von Versuchen auf einer stabilen Messplattform. Die Frequenzanalyse des Körperschwankens wurde von Bensel (7) 1968 eingeführt. Von Gurfinkel (26), der das aufrechte Stehen mathematisch und experimentell analysierte, wissen wir, daß vor allem bei hochfrequenten Messsignalen regulatorische Kräfte und keine Schwerpunkte abgebildet werden. Hufschmidt (34) stellte 1980 die Fülle aller bisher verwendeten Parameter zur Beschreibung des Geradestehens wertungsfrei gegenüber.

Zum jetzigen Zeitpunkt liegen eine Vielzahl von Veröffentlichungen von Physiologen, Neurologen, Otologen, Orthopäden und Sportmedizinern vor. Es hat sich die Erkenntnis durchgesetzt, daß an der Gleichgewichtsregulation neben den vestibulären Einflüssen auch akustische (7,61,28) und vor allem optische Faktoren eine Rolle spielen (6,22,35,72). Von besonderer Bedeutung ist auch das propriorezeptive System (51,61), besonders die Fußsohlenrezeptoren, aber selbst Eingeweiderezeptoren sind an der Regulation des aufrechten Standes beteiligt.

Trotz aller Fortschritte gilt es zu betonen, daß ein klinisches Routineverfahren mit Hilfe der Posturographie noch nicht vorliegt. Mit ein Grund dafür ist sicherlich, daß im wesentlichen nur Teilaspekte erarbeitet wurden und es immer noch an einem einheitlichen Gesamtkonzept mangelt.

2. Fragestellung

Allgemeine wissenschaftliche Einigkeit besteht über die Tatsache, daß optische, propriorezeptive und vestibuläre Sinnessysteme das Geradestehen beeinflussen. Neuerdings werden in diesem Zusammenhang auch akustische Faktoren diskutiert. Die Qualität dieser Faktoren allerdings ist bis heute noch nicht vollständig untersucht.

Die Frage, inwieweit individuelle Parameter wie Fußgröße, Gewicht, Körpergröße und Alter das Schwankeverhalten beeinflussen, konnte noch nicht eindeutig bestimmt werden. Eine statistische Abklärung im größeren Rahmen könnte darüber Klarheit verschaffen.

Zur Beschreibung des Schwankeverhaltens wurden bislang eine Fülle von Parametern herangezogen. Aufgrund eigener Erkenntnisse aus vorangegangenen Untersuchungen sowie des Vergleiches mit Erfahrungen anderer Autoren wurden von uns als geeignete Parameter die mittlere Amplitude, der Schwankeweg, sowie die Verlagerung des Kraftschwerpunktes nach Augenschluß herangezogen.

Bisher war es nicht möglich, die Ergebnisse anderer Autoren direkt in Beziehung zu eigenen Messergebnissen zu setzen, da diese von der Methodik, zum Beispiel von Endverstärkereinstellungen, abhängen. Dazu wäre eine geeignete physikalische Kalibrierung notwendig. Dieses Problem wurde zwar von einigen Autoren bereits erkannt, doch noch nicht in letzter Konsequenz durchgeführt.

Ein weiteres Hindernis für die Einführung der Posturographie in die Klinik ist der Umstand, daß die verwendeten Parameter noch nicht an einem großen Normalkollektiv in Normbereiche gefaßt werden konnten. Alle bisher verwendeten Parameter weisen eine physiologische Streuung auf. Hier kann die Begrenzung der Normbereiche nur durch ein geeignetes statistisches Verfahren erfolgen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung folgender Fragestellungen:

1. Welchen Einfluß haben optische, propriozeptive und vestibuläre Faktoren auf das Geradestehen?
2. Welchen Einfluß haben individuelle Merkmale wie Größe, Gewicht, Fußgröße und Alter?
3. Welche Parameter sind zur Beurteilung des Schwankverhaltens geeignet und wie können sie kalibriert werden?
4. Wie können klinische Normbereiche zur Beurteilung des Schwankmodus eines großen Normalkollektivs definiert werden?

3. Untersuchungsgut

Es wurden 68 gesunde Männer und 32 gesunde Frauen im Alter von 15 bis 69 Jahren untersucht, um ein möglichst breites Spectrum des Normalbereiches abzudecken. Vor der Untersuchung wurden anamnestisch Tabletten- und Alkoholeinnahme während der letzten 24 Stunden und Vestibulariserkrankungen ausgeschlossen. In eine Datei wurden Fußgröße, Alter, Körpergröße und Gewicht zur späteren statistischen Auswertung aufgenommen.

Abbildungen 1 - 4 zeigen die statistische Verteilung der oben aufgeführten Parameter anhand von Blockdiagrammen.

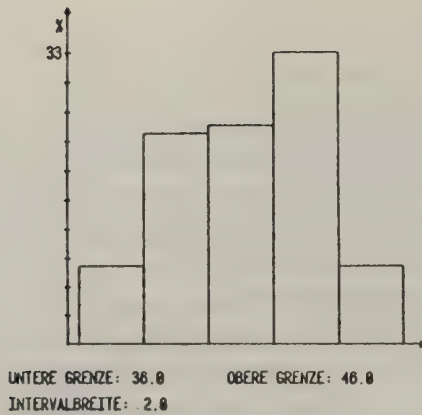


Abb.1 HISTOGRAMM DER ABSOLUTEN HÄUFIGKEITEN

Parameter: Fußgröße WERTE INSGESAMT: 100
(in Schuhgrößen)

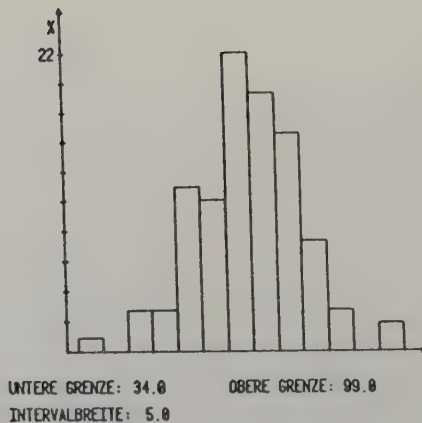
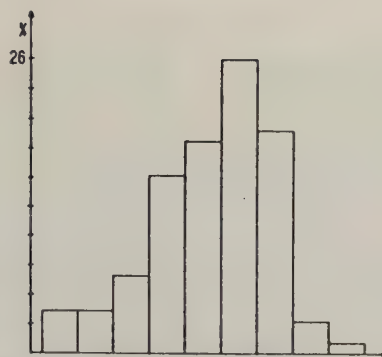


Abb.2 HISTOGRAMM DER ABSOLUTEN HÄUFIGKEITEN

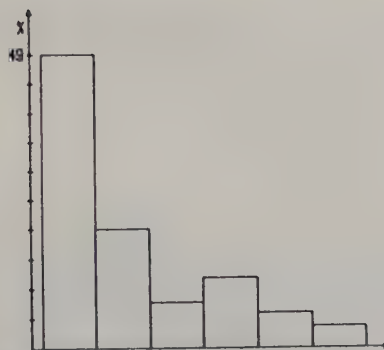
Parameter: Gewicht WERTE INSGESAMT: 100
(in kg)



UNTERE GRENZE: 150.0 OBERE GRENZE: 195.0
 INTERVALBREITE: 5.0

Abb.3 HISTOGRAMM DER ABSOLUTEN HÄUFIGKEITEN

Parameter: Körpergröße WERTE INSGESAMT: 100
 (in cm)



UNTERE GRENZE: 15.0 OBERE GRENZE: 75.0
 INTERVALBREITE: 10.0

Abb.4 HISTOGRAMM DER ABSOLUTEN HÄUFIGKEITEN

Parameter: Alter WERTE INSGESAMT: 100
 (in Jahren)

4.1. Die Arbeitsweise der Messplattform

Zur Untersuchung wurde eine hochempfindliche Mehrkomponenten - Messplattform, Typ 9281A11, von der Firma Kistler verwendet. In den vier Ecken der Messplattform sind als Messaufnehmer piezoelektrische Kristalle installiert, die mechanische Energie in elektrische Ladung umwandeln. Der Analogrechnereinschub bestimmt aus den vier Messwerten der vertikal wirkenden Kräfte (F_{z1} , F_{z2} , F_{z3} , F_{z4}) den resultierenden Kraftschwerpunkt.

Abbildung 6 beschreibt den Zusammenhang zwischen den wirkenden Kräften auf der Messplattform und den Ausgangssignalen der Messplattform.

- Komponenten der Resultierenden

$$F_x = F_{x1+2} + F_{x3+4}$$

$$F_y = F_{y1+4} + F_{y2+3}$$

$$F_z = F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}$$

- Komponenten des resultierenden Momentvektors, bezogen auf den Koordinatenursprung

$$M_x b(F_{z1} + F_{z2} - F_{z3} - F_{z4})$$

$$M_y a(F_{z2} - F_{z1} + F_{z3} - F_{z4})$$

$$M_z b(F_{x3+4} - F_{x1+2}) + a(F_{y1+4} - F_{y2+3})$$

Durch weitere Betrachtungen lassen sich dann die Koordinaten a_x und a_y des Durchstoßpunktes der Wirkungslinie der Resultierenden direkt bestimmen.

$$a_x = \frac{F_{xaz} - M_y}{F_z}$$

$$a_y = \frac{F_{yaz} + M_x}{F_z}$$

Der Durchstoßpunkt entspricht dem Kraftschwerpunkt einer auf der Plattform stehenden Person.

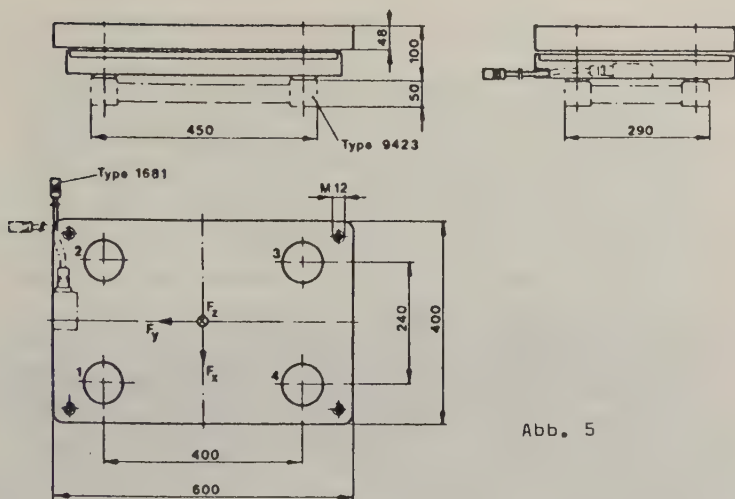


Abb. 5

Schema der wirkenden Kräfte auf der Kistlerplattform

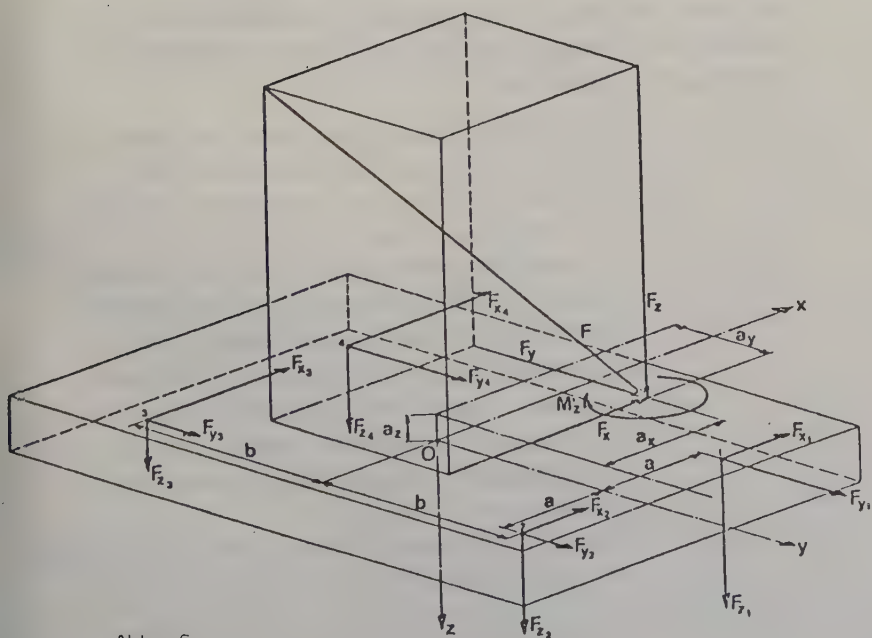


Abb. 6

4.2 Auswertung

Die Dokumentation der Signale a_x und a_y erfolgte über zwei Wege:

1. Über geeignete Verstärker zeichnete ein x-y-Schreiber vierzig Sekunden lang die Wanderung des Kraftschwerpunktes zweidimensional auf. Aus diesen Aufzeichnungen konnten jedoch lediglich gewisse qualitative Merkmale abgeschätzt werden. (Abb. 7 rechter Bildrand)
2. Die genaue qualitative, vor allem auch quantitative Auswertung konnte nur über einen Rechner erfolgen. Ein Computer von Intertechnique, Typ IN 110, wertete die Signale über einen Analogrechenverstärker aus und speicherte das Ergebnis auf Disquette ab. Die Signale a_x und a_y wurden getrennt, aber gleichzeitig über die Zeit von 40 sec aufgezeichnet. (Abb. 7 linker Bildrand) Als Ergebnis erhielten wir zwei Kurven, von denen die eine die Lateralschwankungen (x-Richtung) die andere die Vor-Rück-Schwankungen (y-Richtung) darstellten. Nachdem wir geeignete Programme erstellt hatten, war es möglich, jede Kurve nach folgenden Parametern auszuwerten:
 1. Die Standardabweichung wurde von uns als die mittlere Amplitude bewertet.
 2. Aus der Kurve wurde die gesamte Schwankspurlänge bestimmt.
 3. Der mathematische Mittelwert der Signale a_x und a_y definierte das Zentrum, um das die Kraftschwerpunktwanderung erfolgte.
 4. Der Vergleich des Zentrums der Schwankungen bei geöffneten und bei geschlossenen Augen ergab eine Relativbewegung, die mit dem klinischen Parameter "Fallneigung" korreliert.
 5. 1 und 2 wurden zur "Intensität" der Schwankung zusammengefasst.

Definition des Begriffes der "Intensität" der Schwankung:

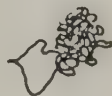
Aus klinischen Erwägungen (vergl. 6.1.3) beabsichtigten wir, die zwei Parameter, die die Schwankstärke determinieren (mittlere Amplitude und Schwankspurlänge), zusammenzufassen. Dabei haben wir mittlere Amplitude und Schwankspurlänge gleichwertig berücksichtigen wollen. Da größenordnungsmäßig beide um ca. zwei Zehnerpotenzen auseinanderliegen, mußten sie vorerst anhand einer Bezugsgröße angeglichen werden. Als diese diente uns der statistische Mittelwert aller Probanden unseres großen Normalkollektives der jeweiligen Untersuchung (Abb. 9), den wir als 100 Prozent setzten. Die jeweiligen individuellen Messergebnisse wurden nun in Prozent des statistischen Mittelwertes der entsprechenden Untersuchung angegeben. Jetzt erhielten mittlere Amplitude und Schwankspurlänge gleiche Größenordnung und konnten durch Addition zur I n t e n s i t ä t der Schwankung zusammengefaßt werden.

1. Mit geöffneten Augen

Lateralschwankung über 40 sec



Vor - Rückschwankung über 40 sec

2. Mit geschlossenen Augen

Lateralschwankung über 40 sec



Vor - Rückschwankung über 40 sec

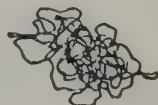
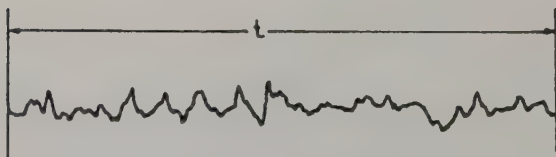


Abb. 7

Die rechte Bildseite zeigt bei einem beliebigen Probanden die durch einen x-y-Schreiber aufgezeichnete Kraftschwerpunktswanderung bei geöffneten (1) und bei geschlossenen Augen (2). (≙ sog. Statokinesigramm)

Die linke Bildseite zeigt die dazugehörigen Rechnerdiagramme, aufgeschlüsselt in x-Richtung (Lateralschwankung) und y-Richtung (Vor-Rück). (≙ Stabilogramm)

4.3 Kalibrierung der Messplattform

4.3.1. Physikalische Eichung der Messplattform

Kraftveränderungen auf der Messplattform werden vom Endverstärker als Spannungspotentiale in Volt ausgegeben. Eine physikalische Eichung wurde durch Verlagerung eines definierten Gewichts in eine definierte Richtung ermöglicht. Ausgehend vom geometrischen Mittelpunkt der Messplattform wurde ein 5 kg Gewicht jeweils um 10 cm entlang der x-Achse (seitlich) und der y-Achse (Vor-Rück) verschoben. Die aus dem erstellten Rechnerdiagramm abgelesene Potentialdifferenz bezeichneten wir als eine posturografische Einheit (PU). Sie beträgt auf unserer Anlage 0,17 Volt. In diesen Einheiten wurden alle weiteren Messergebnisse ausgegeben.

4.3.2 Biologische Eichung

Zur Veranschaulichung des klinischen Parameters "Fallneigung" führten wir eine biologische Eichung durch. Als "Nullpunkt", d.h. als Ausgangswert, bot sich das Zentrum aller Schwankungen bei geöffneten Augen an. Dieser Nullpunkt wird mit dem Zentrum der Schwankungen bei geschlossenen Augen und weiteren Untersuchungen verglichen. Die daraus resultierende Relativbewegung entspricht dem klinischen Parameter Fallneigung. Diese Relativbewegung hat ihren Maximalwert im "Kippunkt":

Der Mensch kippt um, wenn die senkrechte Projektion seines Körperschwerpunktes seine Standfläche verläßt. Aufgrund dieser Tatsache bietet es sich geradezu an, Fallneigungen in Prozent des Kippunktes anzugeben. Denn wie sich an vielen Normalpersonen beiderlei Geschlechts zwischen 20 und 30 Jahren gezeigt hat, sind diese Kippunkte weitgehend konstant.

Gemäß unserer Messanordnung betragen die Kippunkte nach vorn 8.2 PU nach hinten 2.5 PU und jeweils zur Seite 4.7 PU.

4.4 Versuchsanordnung

Es wurde barfuß untersucht. In Ruhe mit geöffneten Augen liegt der Kraftschwerpunkt ca. vier Zentimeter vor den Knöcheln. Daher wurden die Knöchel der Versuchspersonen vier Zentimeter hinter dem geometrischen Mittelpunkt der Messplattform positioniert. Es wurde darauf geachtet, daß sich die Fußknöchel gerade nicht berührten. Während der Versuchsperiode (60 sec) standen die Probanden aufrecht mit schulterbreit, waagrecht erhobenen Armen und nach oben geöffneten Handflächen. Während der Messpausen (ca. 30 sec) konnten sich die Versuchspersonen entspannen, wobei sie ihre Fußstellung nicht verändern durften.

Abbildung 7 zeigt schematisch die Abfolge der acht aufeinanderfolgenden Untersuchungen A - H.

- A. Untersuchung mit geöffneten Augen und Schallschutz zur Vermeidung einer akustischen Orientierung.
- B. Untersuchung mit geschlossenen Augen und Schallschutz.

Nach dieser Untersuchung durften die Probanden die Messplattform für kurze Zeit verlassen. Für die folgenden Experimente, in deren Verlauf die Probanden die Fußstellung beibehalten mußten, wurde der Plattform eine 1 cm starke eisgekühlte Aluminiumplatte aufgelegt. Die Absicht, die damit verfolgt wurde, bestand darin, die Reizschwelle für Druckrezeptoren so heraufzusetzen, daß diese weitgehend ausgeschaltet wurden.

- C. Untersuchung mit geöffneten Augen, Schallschutz und kalter Platte.
- D. Untersuchung mit geschlossenen Augen, Schallschutz und kalter Platte.

- E. Untersuchung mit geöffneten Augen, Schallschutz, kalter Platte und foveolärer Beleuchtung im sonst abgedunkelten Raum.

Frontal in 5 m Entfernung wurde eine punktförmige Lichtquelle zur foveolären Beleuchtung in Augenhöhe der Versuchsperson angebracht. Eine optische Orientierung war nur anhand dieser Lichtquelle möglich. Im Bereich des retinalen Gesichtsfeldes waren aufgrund der Verdunklung keine Konturen erkennbar.

- F. Untersuchung mit geschlossenen Augen, kalter Platte und Beschallung von hinten in 1 m Abstand.

Die Beschallung wurde mit einem dem physiologischen Hörbereich angepaßten starken (50 - 60 Db) "rosa" Rauschen durchgeführt. Das den gesamten Hörbereich abdeckende Rauschen sollte klären, ob eine akustische Orientierung im Raum stattfindet.

- G. Untersuchung mit geschlossenen Augen, kalter Platte und Beschallung von links in 1 m Abstand.

- H. Untersuchung mit geschlossenen Augen, kalter Platte und kalter Spülung beidseits.

43 % der Probanden wurden einer 20°-Kaltspülung beidseits gleichzeitig unterzogen. Mittels einer eigens hierfür konstruierten Vorrichtung war es möglich, eine Wasserzirkulation in beiden äußeren Gehörgängen über die Messperiode von 40 sec aufrechtzuerhalten. Dadurch kam es zu einer utrikulofugalen Ablenkung und damit zu einer vestibulären Untererregbarkeit beidseits. Die Spülung wurde zur Gewöhnung ca. 30 sec vor dem Start des Messintervalls begonnen.

ROMBERG UNTERSUCHUNGEN

UNTERSUCHUNGS-
ART

AUGEN

SCHALLSCHUTZ

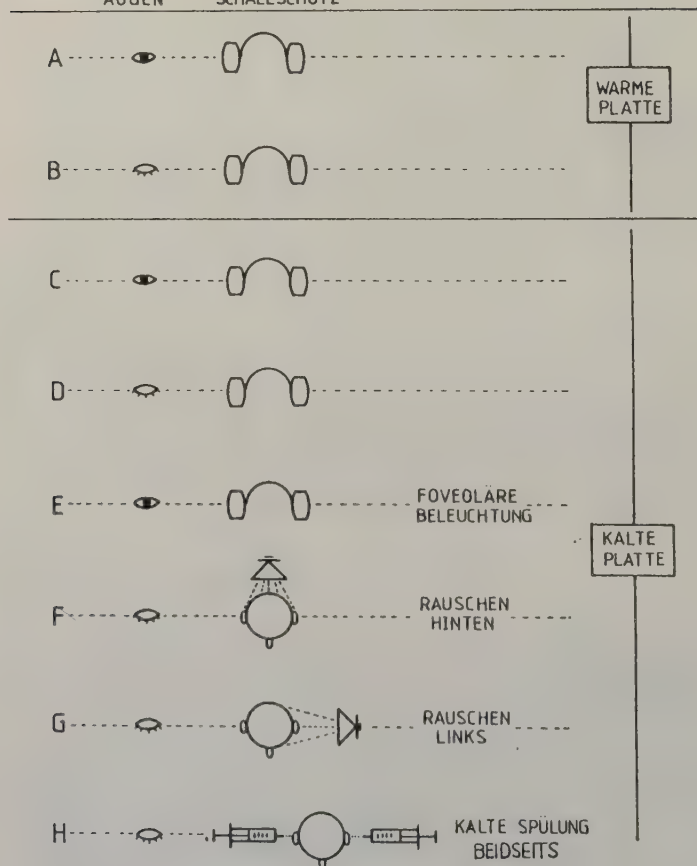


Abb. 8

Schematische Darstellung der acht Untersuchungstypen A - H

5. Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der statistischen Auswertung der Untersuchungsarten A - H.

Von allen hundert Probanden wurden bestimmt: Mittlere Amplitude, Schwankweg und das Zentrum der Kraftschwerpunktabbildung gleichzeitig in x- (zur Seite) und y-Richtung (Vor-Rück). Aus diesen Parametern wurden der statistische Mittelwert mit jeweiliger Standardabweichung errechnet. Mit dem Einstichproben-t-Test wurden die Abweichungen auf ihre statistische Signifikanz untersucht.

Dabei kamen wir zu folgenden Ergebnissen:

Abb. 9 zeigt die tabellarische Übersicht der Ergebnisse der statistischen Auswertung.

5.1.1 Untersuchung des normalen Stehverhaltens

A. Untersuchungsart: Geöffnete Augen

Die mittlere Amplitude und der Schwankweg haben gegenüber den anderen Untersuchungen Minimalwerte. Schwankungen in x- und y-Richtung sind nicht statistisch signifikant unterschiedlich.

B. Untersuchungsart: Geschlossene Augen

Die mittlere Amplitude und der Schwankweg nehmen statistisch hoch signifikant zu. Gegenüber Untersuchungsart A erfolgt eine statistisch signifikante Schwerpunktverlagerung nach vorn (3% des Kippunkts)

5.1.2 Untersuchung des Einflusses des somatischen Systems

C. Untersuchungsart: Geöffnete Augen auf kalter Platte

Bei mittlerer Amplitude und Schwankweg werden annähernd die identischen Ergebnisse wie bei der Untersuchungsart A erzielt. Die Abweichungen sind nicht signifikant.

D. Untersuchungsart: Geschlossene Augen auf kalter Platte

Die Ergebnisse entsprechen der Untersuchungsart B. Es ergaben sich bei allen Parametern keine signifikanten Unterschiede zwischen den Werten auf warmer und kalter Platte.

5.1.3 Untersuchung des Einflusses des optischen Systems

E. Untersuchungsart: Foveoläre Beleuchtung

Gegenüber Untersuchungsart C (geöffnete Augen) liegen Amplitude und Schwankweg signifikant höher, gegenüber Untersuchungsart D (geschl. Augen) signifikant niedriger. Die Kraftschwerpunktverlagerung von C - E ist signifikant höher als von C - D.

5.1.4. Untersuchung des Einflusses des akustischen Systems

F. Untersuchungsart: Rosa Rauschen von hinten bei geschlossenen Augen

Im Vergleich zur Untersuchungsart D (geschl. Augen) ist die Amplitude in Frontalrichtung signifikant erhöht, wobei der Schwankweg keine Steigerung erfährt. Die Kraftschwerpunktverlagerung nach vorn (5% des Kippunktes) ist signifikant höher als von C - D.

G. Untersuchungsart: Rosa Rauschen von links bei geschlossenen Augen

Die Amplitude ist im Gegensatz zur Untersuchungsart D in Lateral-, sowie in Frontalrichtung signifikant erhöht. Der Schwankweg erweist gegenüber D keine statistische Signifikanz. Vergleichend mit Untersuchungsart D erfolgt eine statistisch signifikante Kraftschwerpunktverlagerung nach vorn, sowie in Richtung der Schallquelle.

5.1.5 Untersuchung des vestibulären Systems

H. Untersuchungsart: Kalte Spülung beidseits mit geschlossenen Augen

Hier ergeben sich Maximalwerte hinsichtlich der Kraftschwerpunktverlagerung nach vorn (17% des Kippunktes) und des Schwankweges in y-Richtung. Die mittlere Amplitude ist gegenüber dem Normverhalten ohne Reiz nicht signifikant erhöht.

MITTLERE AMPLITUDE

Untersuchungsart	A	B	C	D	E	F	G	H
Seitschwankung (M)	0.21	0.28	0.21	0.28	0.33	0.32	0.33	0.27
(SD)	0.1	0.12	0.11	0.11	0.36	0.23	0.2	0.15
Vor - Rückschw. (M)	0.21	0.29	0.23	0.28	0.29	0.32	0.33	0.27
(SD)	0.1	0.15	0.1	0.11	0.16	0.18	0.21	0.14

Zahlenwerte in "Einheiten"

(M) = Statistischer Mittelwert

(SD) = Standardabweichung

SCHWANKWEG

Untersuchungsart	A	B	C	D	E	F	G	H
Seitschwankung (M)	15.5	25.1	15.2	23.7	21.5	20.6	20.0	21.5
(SD)	5.5	12.1	6.2	10.8	9.5	11.2	13.6	11.1
Vor - Rückschw. (M)	12.5	20.2	13.0	20.0	18.9	21.2	22.6	20.7
(SD)	11.0	14.1	11.9	12.9	12.6	14.0	14.9	21.1

Zahlenwerte in "Einheiten"

SCHWERPUNKTVERLAGERUNG

Untersuchungsart	In Einheiten	In % des Kipppunkts
A nach B	0.2	2.5 %
C nach D	0.23	3 %
C nach E	0.4	5 %
C nach F	0.4	5 %
C nach G	0.43	5.5 %
C nach H	1.4	17 %

Abb. 9

MITTLERE AMPLITUDE ZUR SEITE

Abb. 10

H der Testsituation (A)
- geöffnete Augen,
warne Plattform -

Testsituation
(Untersuchungsart)

A B C D E F G H

= 0,1 PU

PU = "posturografische Einheit"

Abbildungen 10 - 13: Schematischer Vergleich der Untersuchungsarten A - H anhand der Mittelwerte. Vom jeweiligen statistischen Mittelwert ist die dazugehörige Standardabweichung nach oben und unten als Maß der Streuung aufgetragen.

MITTLERE AMPLITUDE VOR-RÜCK

Abb. 11

statistischer Mittelwert H
der Testsituation - geöffnete
Augen auf warmer
Plattform (A)

Testsituation
(Untersuchungsart)

A B C D E F G H

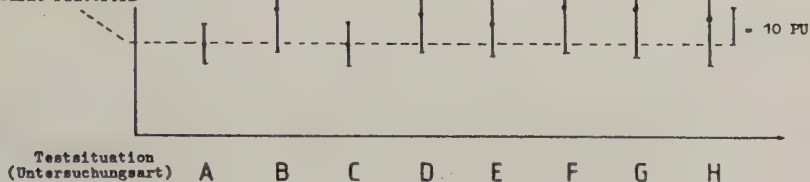
= 0,1 P

X-STRECKE

SCHWANKWEG ZUR SEITE

Abb. 13

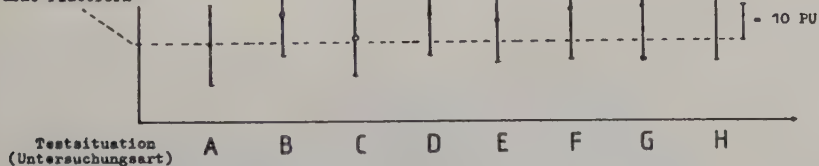
H der Testsituation (A)
- geöffnete Augen,
- warme Plattform -



SCHWANKWEG VOR-RÜCK

Abb. 12

H der Testsituation (A)
- geöffnete Augen,
- warme Plattform -



5.2 Statistische Auswertung der Gruppen

Wir bildeten für Alter, Größe, Fußgröße und Gewicht jeweils drei Gruppen und werteten sie statistisch mit dem Zweistichproben-t-Test gegeneinander auf. Abbildung 14 zeigt tabellarisch die Gruppeneinteilung.

Gruppeneinteilung der 100 Probanden

Gruppe	1	2	3
Größe: Bereich	154 - 169 cm	170 - 179 cm	180 - 188 cm
Anzahl	31	45	24
Gewicht: B.	45 - 59 kg	60 - 79 kg	80 - 97 kg
A.	25	55	20
Fußgröße: B.	29 - 39	40 - 42	43 - 45
A.	33	41	26
Alter: B.	15 - 24	25 - 44	45 - 69
A.	50	29	21

Zur statistischen Auswertung wurden folgende Parameter herangezogen:

1. Die Kraftschwerpunktverlagerung nach vorn von der Untersuchungsart C (Augen geöffnet auf kalter Platte) zur Untersuchungsart D (Augen geschlossen auf kalter Platte) in Prozent des Kippunktes.
2. Die "Intensität" der Schwankung in Lateral- und Vor-Rück-Richtung. Die mittlere Amplitude und der Schwankweg wurden zur Intensität der Schwankung zusammengefaßt. Da die mittlere Amplitude und der Schwankweg zwei Zehnerpotenzen auseinanderliegen, wurden sie in Prozent ihres jeweiligen Mittelwertes angegeben. So erhielten sie gleiche Größenordnung und konnten wertungsgleich addiert werden.

5.2.1. Gruppenauswertung: Körpergröße

Intensität bei geöffneten Augen (Untersuchungsart C)

Gruppe	1	2	3
Seitschwankung (M)	211.4	200.6	202.9
(SD)	106.4	84.5	72.9
Vor - Rückschw. (M)	213.9	208	176.2
(SD)	112.1	115.5	67.3

Intensität bei geschlossenen Augen (Untersuchungsart D)

Gruppe	1	2	3
Seitschwankung (M)	186	195.6	228.2
(SD)	89.3	69.7	80.4
Vor - Rückschw. (M)	193.6	207.5	202.3
(SD)	73	86.9	87.5

Schwerpunktverlagerung nach vorn von Untersuchungsart C - D

Gruppe	1	2	3
	2.74	4.81	6.0

Intensität: Mittlere Amplitude + Schwankweg in Prozent ihres jeweiligen Mittelwertes

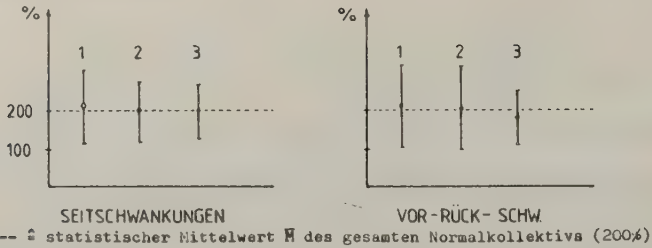
Schwerpunktverlagerung: In Prozent des Kippunktes

Auswertung:

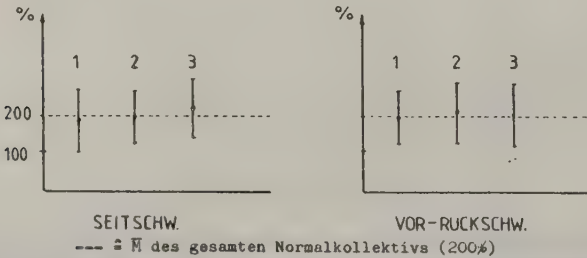
Die Intensität der Schwankung bei unterschiedlicher Größe zeigt in den drei Gruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die Kraftschwerpunktverlagerung von Untersuchungsart C nach D nimmt statistisch signifikant mit steigender Körpergröße zu.

GRÖSSE

INTENSITÄT AUGEN AUF

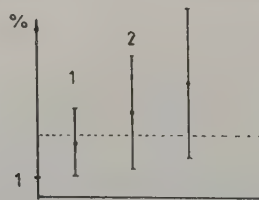


INTENSITÄT AUGEN ZU



SCHWERPUNKTSVERLAGERUNG VON C - D

3 (Geöffnete zu geschlossene Augen)
auf kalter Plattform



--- $\hat{=}$ $\bar{M}$ des gesamten Normalkollektivs in
Prozent des Kippunktes

Abb. 14

5.2.2 Gruppenauswertung Fußgröße

Intensität bei geöffneten Augen (Untersuchungsart C)

Gruppe	1	2	3
Seitschwankung (M)	214.9	193.1	209.3
(SD)	106	79.2	79.1
Vor - Rückschw. (M)	224.7	185.1	199.7
(SD)	127	86.5	98.8

Intensität bei geschlossenen Augen (Untersuchungsart D)

Gruppe	1	2	3
Seitschwankung (M)	185.9	204.8	212.0
(SD)	90.9	74.1	72.3
Vor - Rückschw. (M)	205.8	189.8	216.2
(SD)	91.3	65.1	94.6

Schwerpunktverlagerung nach vorn von Untersuchungsart C - D

Gruppe	1	2	3
	2.9	5.4	5.0

Intensität: Mittlere Amplitude + Schwankweg in Prozent ihres jeweiligen Mittelwertes

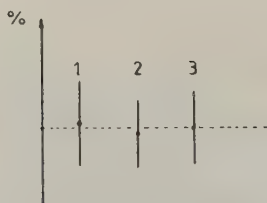
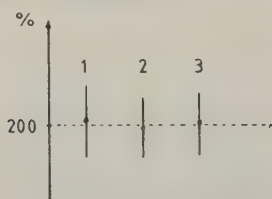
Schwerpunktverlagerung: In Prozent des Kippunktes

Auswertung:

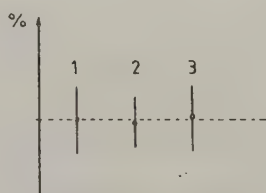
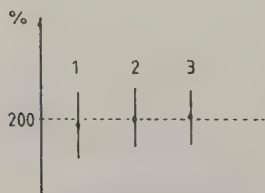
Die Intensität der Schwankung bei unterschiedlicher Fußgröße zeigt in allen drei Gruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die Kraftschwerpunktverlagerung nach Augenschluß steigt statistisch signifikant von Gruppe 1 auf 2. Von Gruppe 2 auf 3 erfolgt keine signifikante Steigerung.

SCHUHGRÖSSE

INTENS. AUGEN AUF



INTENS. AUGEN ZU

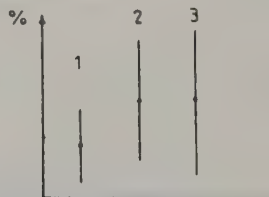


SCHWERPUNKTSVERLAGERUNG

VON

C

— D (Geöffnete zu geschlossene Augen)
auf kalter Plattform



--- $\hat{=}$ $\bar{x}$ des gesamten Normalkollektivs in
Prozent des Kippunktes

Abb. 15

5.2.3 Gruppenauswertung Gewicht

Intensität bei geöffneten Augen (Untersuchungsart C)

Gruppe	1	2	3
Seitschwankung (M)	225.9	185.5	229.9
(SD)	116.2	72.7	81.1
Vor - Rückschw. (M)	239.2	185.5	227.6
(SD)	135.9	72.7	111.9

Intensität bei geschlossenen Augen (Untersuchungsart D)

Gruppe	1	2	3
Seitschwankung (M)	200.4	190.2	228.6
(SD)	99.1	71.9	69.1
Vor - Rückschw. (M)	218.7	182.1	235.4
(SD)	90.9	71.6	87.5

Schwerpunktverlagerung von Untersuchungsart C - D

Gruppe	1	2	3
	2.59	4.74	5.94

Intensität: Mittlere Amplitude + Schwankweg in Prozent ihres jeweiligen Mittelwertes

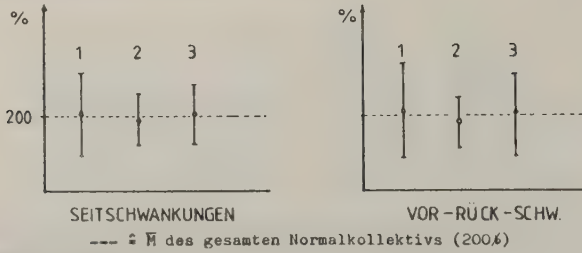
Schwerpunktverlagerung: In Prozent des Kippunktes

Auswertung:

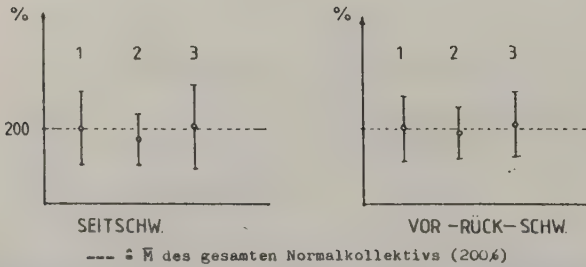
Bei unterschiedlichem Gewicht besteht eine Kraftschwerpunktverlagerung nach vorne nach Augenschluß mit steigendem Körpergewicht. Die Intensität der Schwankung zeigt keine statistisch signifikanten Unterschiede.

GEWICHT

INTENS. AUGEN AUF



INTENS. AUGEN ZU



SCHWERPUNKTSVERL. VON C - D

(Geöffnete zu geschlossene Augen)
auf kalter Plattform

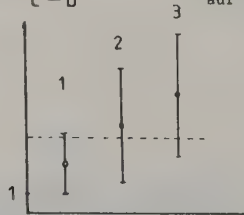


Abb. 16

--- $\hat{=}$ $\bar{M}$ des gesamten Normalkollektivs
in Prozent des Kippunktes

5.2.4 Gruppenauswertung Alter

Intensität bei geöffneten Augen (Untersuchungsart C)

Gruppe		1	2	3
Seitschwankung	(M)	203.7	203.6	207.6
	(SD)	86.6	99.3	82
Vor - Rückschw.	(M)	199.7	191.4	221.9
	(SD)	107.9	85.3	123

Intensität bei geschlossenen Augen (Untersuchungsart D)

Gruppe		1	2	3
Seitschwankung	(M)	209.3	183.1	203.4
	(SD)	90.7	58.3	76.3
Vor - Rückschw.	(M)	204.6	187.8	215.3
	(SD)	84.1	67.5	96.8

Schwerpunktverlagerung nach vor von Untersuchungsart C - D

Gruppe	1	2	3
	4.81	4.39	3.62

Intensität: Mittlere Amplitude + Schwankweg in Prozent
ihres jeweiligen Mittelwerts

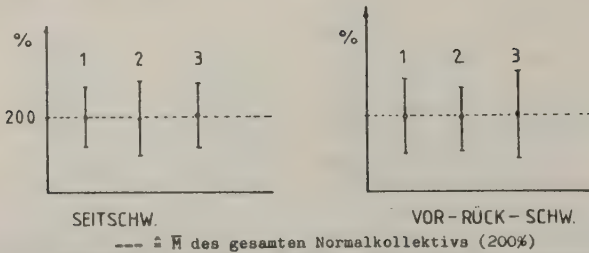
Schwerpunktverlagerung: In Prozent des Kippunktes

Auswertung:

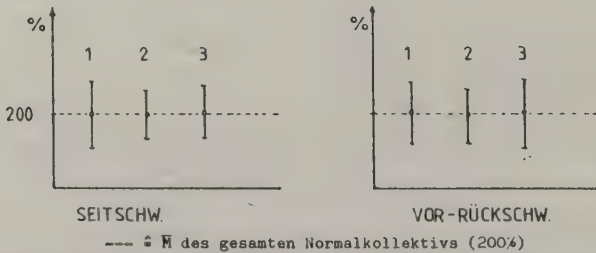
Bei unterschiedlichem Alter bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich Schwerpunktverlagerung und Intensität der Schwankung.

ALTER

INTENS. AUGEN AUF



INTENS. AUGEN ZU



SCHWERPUNKTSVERL. VON C - D (Geöffnete zu geschlossene Augen)
auf kalter Plattform

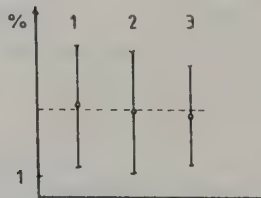


Abb. 17

--- $\hat{=}$ $\bar{M}$ des gesamten Normalkollektivs in
Prozent des Kippunktes

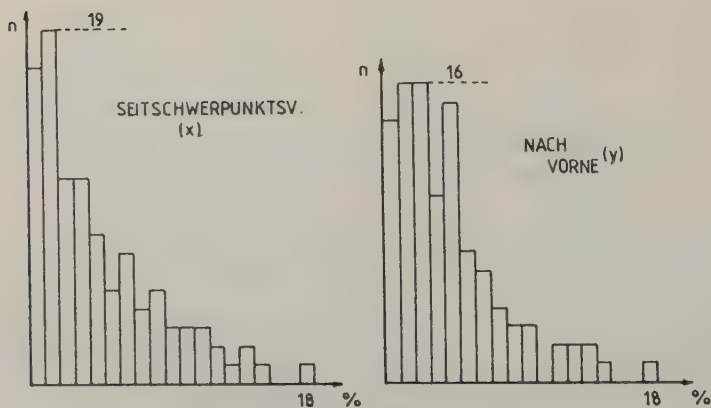
5.3 Definition von Normbereichen

Zur näheren Betrachtung für spätere klinische Untersuchungen wurden von uns die Versuche Augen auf - Augen zu (Untersuchungsart C und D) auf der kalten Platte gewählt. Die von uns verwendeten Parameter Schwerpunktverlagerung von C nach D, mittlere Amplitude, Schwankweg und Intensität (Addition von Amplitude und Schwankweg) weisen eine physiologische Streuung auf und haben demzufolge keine festen Normgrenzen. Die Begrenzung in Normbereiche kann deshalb nur durch ein geeignetes statistisches Verfahren erfolgen. Für Parameter mit physiologischer Streuung eignen sich im besonderen grafisch - statistische Methoden, wie die Begrenzung durch Perzentilen in einem Koordinatensystem. Zur Koordinatendarstellung der Ergebnisse ist es notwendig, zwei Parameter gegeneinander in Abzisse und Ordinate aufzutragen. Grundsätzlich bieten sich hier zwei Möglichkeiten an:

1. Die Seitschwankungen auf der Abszisse werden gegen die Vor-Rückschwankungen auf der Ordinate aufgetragen.
2. Die mittlere Amplitude wird gegen den Schwankweg aufgetragen.

Beide Möglichkeiten wurden von uns durchgeführt und zunächst wertungsfrei einander gegenübergestellt.

SCHWERPUNKTVERLAGERUNG VON C - D



DARSTELLUNG IN % DES KIPPUNKTES

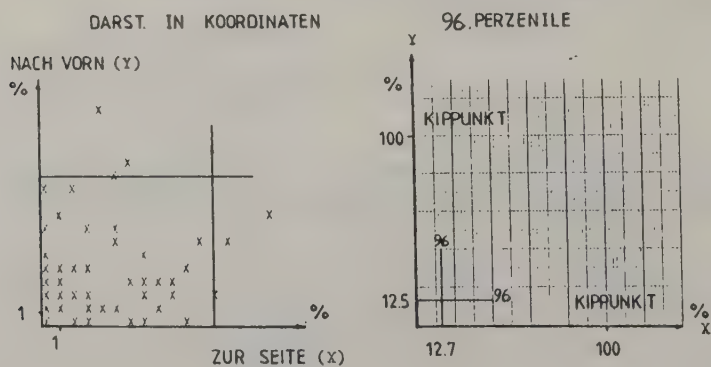
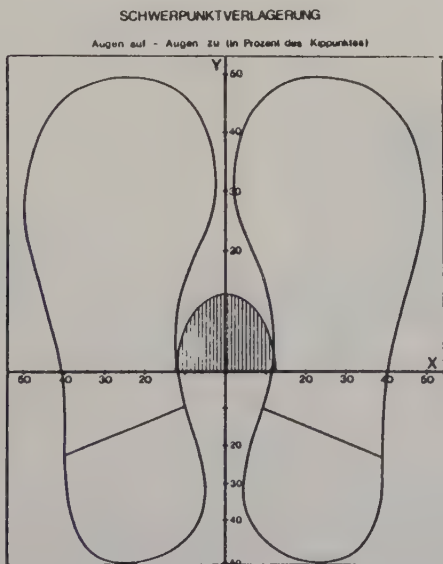
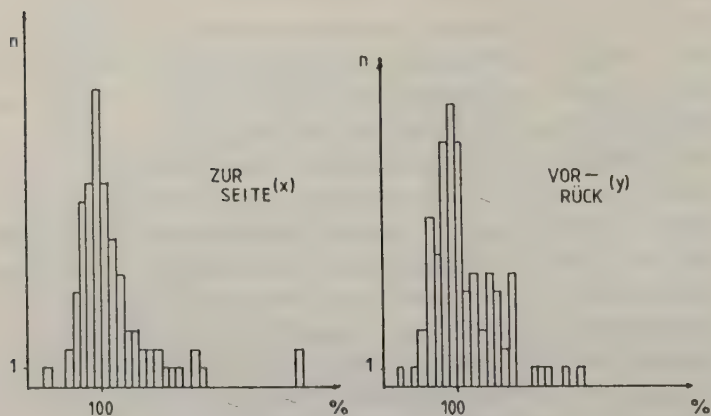


Abb. 18

Zur klinischen Anwendung wurde aus der statistischen Verteilung der Schwerpunktverlagerung nach Augenschluß ein graphisches Verfahren entwickelt (Vergl. Abb. 18). Das Zentrum der Schwankungen bei geöffneten Augen wurde durch das Koordinatenkreuz definiert. Nach Augenschluß fand eine Relativbewegung statt (gemäß der statistischen Verteilung in Abb. 18). Diese Relativbewegung entspricht dem klinischen Parameter "Fallneigung". Der schraffierte Bereich verdeutlicht den 94%-Bereich unserer Untersuchung. Bei keinem der 100 Probanden konnte eine Rückwärtsverlagerung des Schwerpunktes nach Augenschluß beobachtet werden. Zur übersichtlichen Gestaltung der Grafik wurde der Maßstab auf 2:1 des Kippunktes vergrößert. Die Grafik ermöglicht es, Schwerpunktverlagerungen nach Augenschluß in Richtung und Betrag anzugeben.



MITTLERE AMPLITUDE AUGEN AUF UNTERSUCHUNGSART C



DARSTELLUNG IN % DES MITTELWERTS

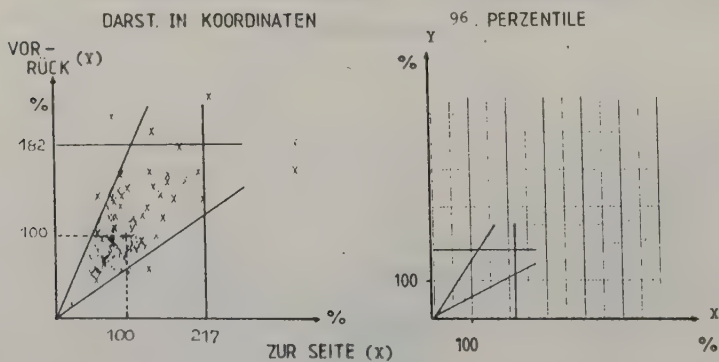
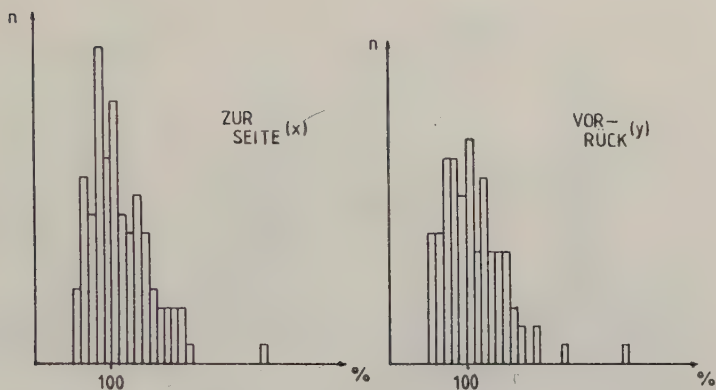


Abb. 21

MITTLERE AMPLITUDE AUGEN ZU UNTERSUCHUNGSART D



DARSTELLUNG IN % DES MITTELWERTS

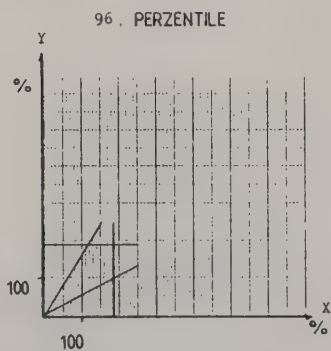
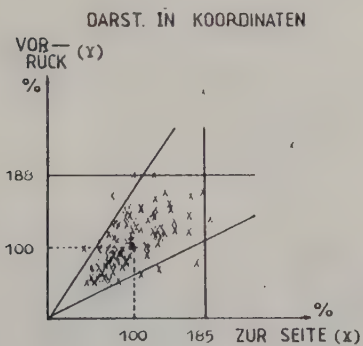
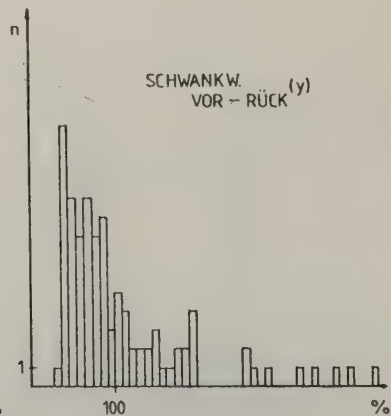
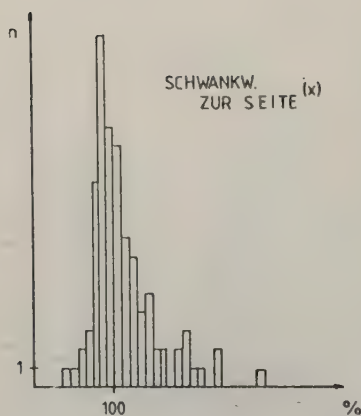
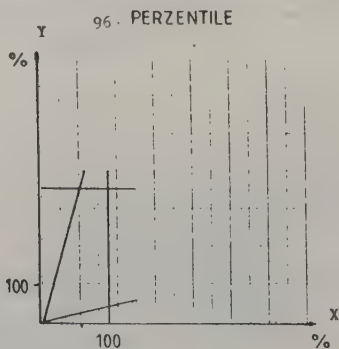
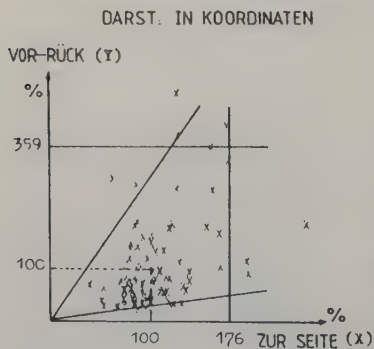


Abb. 20

SCHWANKWEG AUGEN AUF UNTERSUCHUNGSART C



DARSTELLUNG IN % DES MITTELWERTS



SCHWANKWEG AUGEN ZU UNTERSUCHUNGSART D

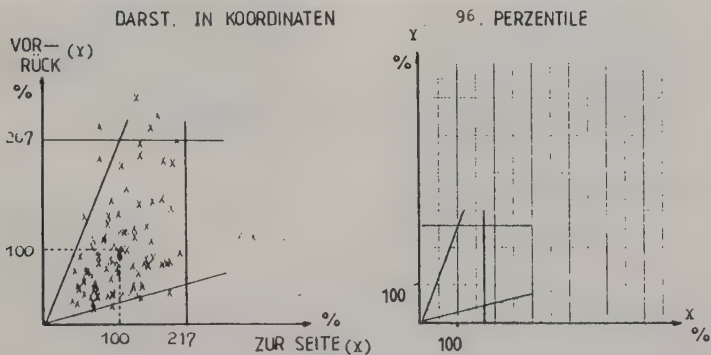
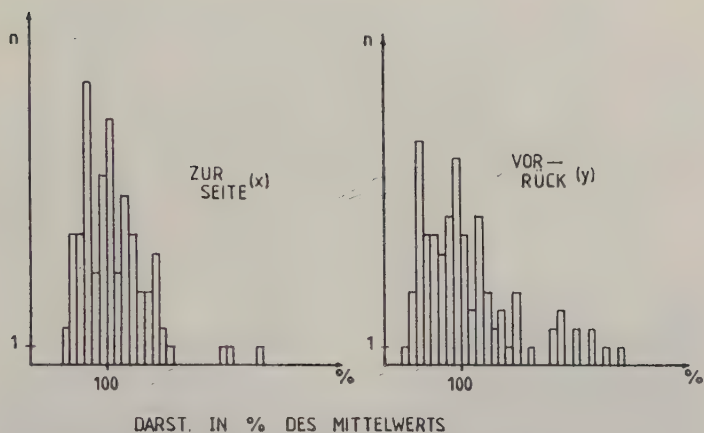


Abb. 23

Es ist möglich die Perzentilenbereiche der Schwankspurlänge (Strecke) und der mittleren Amplitude (Abb. 20 - 23) zu zwei Graphiken zusammenzufassen, ohne daß Information verlorengeht. Zu diesem Zweck wurde die mittlere Amplitude gegen die Schwankspurlänge (Strecke) in einem Koordinatensystem aufgetragen. Die erste Graphik (Abb. 24), die die Lateralschwankung (x-Achse) zeigt, demonstriert den Normbereich des Schwankverhaltens bei geöffneten (senkrecht schraffiert) und bei geschlossenen (waagrecht schraffiert) Augen. Die zweite Abbildung (Abb. 25) verdeutlicht entsprechend der ersten Graphik die Vor-Rück-Schwankung.

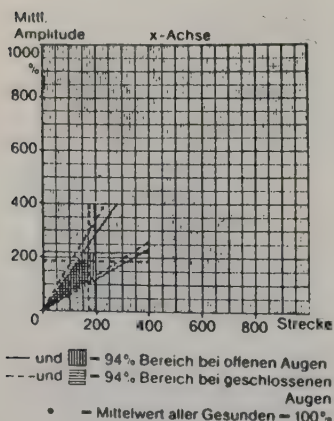


Abb. 24

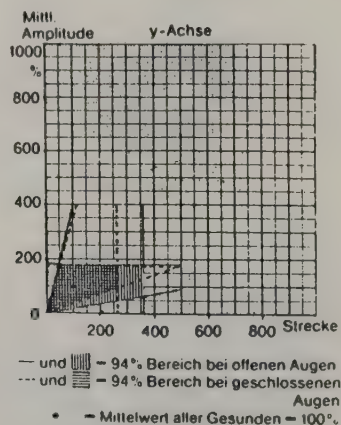
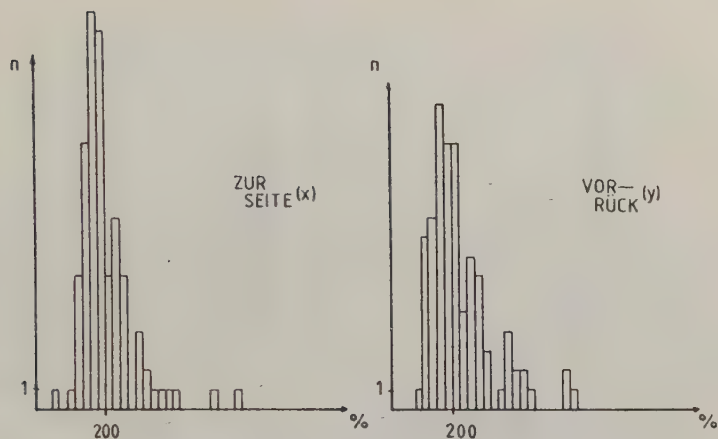


Abb. 25

Neben Veränderungen unserer verwendeten Parameter
 - Strecke und Amplitude - können somit zusätzlich Frequenzveränderungen erkannt werden.
 z.B. Eine Vergrößerung der Strecke bei gleicher Amplitude bedeutet eine Frequenzzunahme

INTENSITÄT AUGEN AUF UNTERSUCHUNGSART C



DARSTELLUNG IN % DES MITTELWERTS

DARST. IN KOORDINATEN

96. PERZENTILE

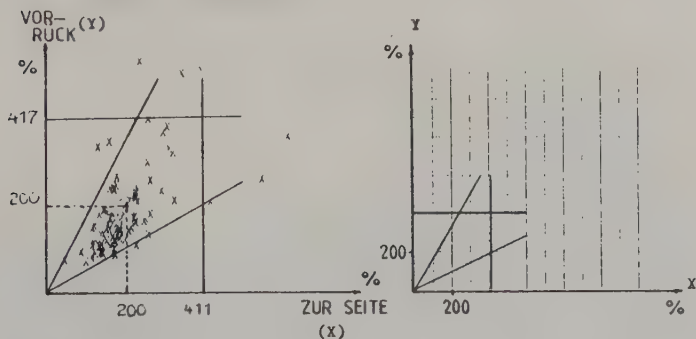
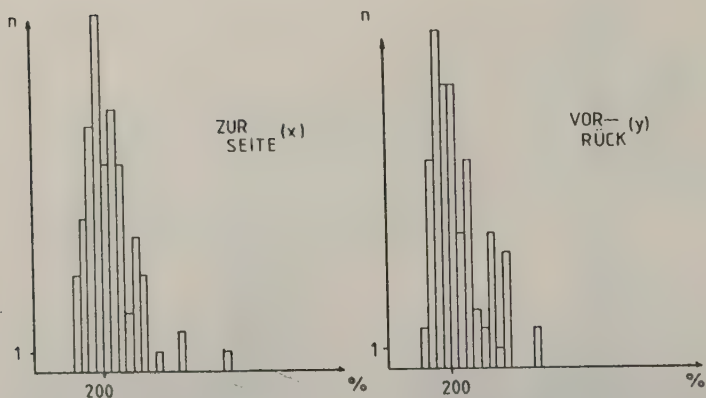


Abb. 26

INTENSITÄT AUGEN ZU UNTERSUCHUNGSART D



DARSTELLUNG IN % DES MITTELWERTS

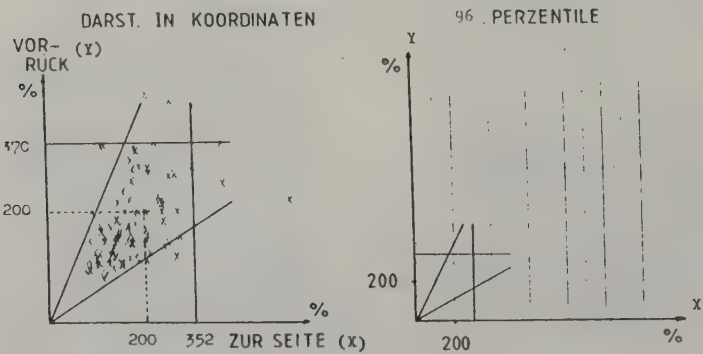


Abb. 27

6. Diskussion

6.1. Methodik

6.1.1. Verwendung einer geeigneten Messanlage

Die gängigste Darstellungsform posturographischer Untersuchungen sind Schwankspurbilder - "Statokinesigramme" (vgl. Punkt 4.2). Ihre subjektive Beurteilung läßt nur eine grobe Abschätzung des Schwankverhaltens zu. Es hat sich deshalb allgemein (6,9,13,20,21,25,29,34,38,47,57,62,64,65,66) die Erkenntnis durchgesetzt, daß eine genaue Beurteilung des Schwankverhaltens nur über eine rechnergesteuerte Auswertung der Messergebnisse möglich ist. Wir verwendeten für unsere Untersuchungen einen Analogrechner der Firma "Intertechnique".

Wie bereits eingangs erwähnt (vgl. 1.), gilt es, grundsätzlich zwischen dynamischen Versuchsanordnungen, wie beweglichen Plattformen (2,6,10,19,20,21,45,53), oder modifizierten Untersuchungen, wie der Cranio-corpographie (CCG) von Clausen (16), der den "Unterberger"-Tretversuch aufzeichnete, und statischen Versuchsanordnungen (4,63,64,65,67), wie der Analyse des aufrechten Stehens auf einer festen Plattform, zu unterscheiden. Ein Nachteil der dynamischen Tests ist es, daß sie häufig komplex in der Versuchsanordnung sind und demzufolge große Schwierigkeiten bei der Auswertung bereiten. Außerdem finden sich bei diesen dynamischen, komplexen Tests so große intra- und interindividuelle Variabilitäten der Ergebnisse, daß eine Abgrenzung Kranker gegen Gesunde schwer durchführbar ist.

Die Untersuchung mit einer statischen Versuchsanordnung, die auch wir durchführten (Romberg-Test auf einer stabilen Plattform der Firma "Kistler"), weist mehrere Vorteile auf:

- Statische Versuchsanordnungen lassen sich eher standardisieren und die Messapparatur ist leicht kalibrierbar.
- Auf Grund der einfachen Versuchsanordnung kann die Standardabweichung der Schwankungsparameter niedrig gehalten und damit die Abgrenzung Gesunder gegen Kranke leichter ermöglicht werden.
- Im Gegensatz zu instabilen Plattformen (sog. "Kippbühnen - 61), die zur gleichen Zeit Untersuchungen nur in einer räumlichen Richtung zulassen, konnten bei uns Körperschwankungen getrennt und auch gleichzeitig in Vor-Rück- und Lateralrichtung registriert werden.
- Statischen Tests ist als Vorteil zu eigen, daß die meisten Patienten, selbst solche mit einer erheblichen Gleichgewichtsstörung, in der Lage sind, die Versuchsanordnung einzuhalten. Stoll (61) beschreibt, daß 40 Prozent seiner vestibulären Patienten seine dynamische Versuchsanordnung nicht exakt durchführen konnten. Dieses gilt auch für modifizierte Versuchsanordnungen, wie z.B. der Tandem-Romberg-Test (10,61).

6.1.2 Diskussion der Versuchsanordnung

Die empfindliche Methode der Posturographie zur Beurteilung des Schwankens im aufrechten Stand ermöglicht einerseits die Registrierung auch diskreter Sensationen, andererseits ist sie deshalb auch in erhöhtem Maße beeinflussbar durch Modalitäten wie geeignete Räumlichkeiten, exakte Einhaltung der Grundhaltung, Genuß- und Tabletteneinnahme und nicht zuletzt durch psychische Faktoren wie Motivation. Aussagekräftige Untersuchungsergebnisse sind nur unter Berücksichtigung

all jener Modalitäten bei der Versuchsplanung und Durchführung zu erwarten (37).

Die Grundposition nach Romberg (siehe 4.4) ließen wir in der allgemein üblichen Form einnehmen. Die Fixierung der Arme in waagrechter Haltung sollte Ausgleichsbewegungen der oberen Extremitäten verhindern. In der Literatur (6,13,22,49) liegen Untersuchungen vor, die die Abhängigkeit der Meßergebnisse von der Fußposition der Probanden beschreiben. Auch verschiedene Schuhmodelle sind als Störfaktoren zu werten (37). Wir untersuchten deshalb grundsätzlich barfuß und positionierten immer jeweils in gleicher Weise die Füße der Probanden in Parallelstellung. Die Fußknöchel sollten sich dabei gerade nicht berühren, um die Möglichkeit einer Orientierung durch Kontakt zu vermeiden.

Schon seit längerem wird diskutiert (14,22,37), das vor allem Blinde - aber auch Gesunde - in der Lage sind, sich in geringem Maße an festen oder sogar an reflektierten Schallquellen zu orientieren. Dieses Phänomen konnte noch nicht exakt nachgewiesen werden. Sicherheitshalber führten wir unsere Untersuchungen zum einen in einem schallgedämpften Raum durch, zum anderen erhielten unsere Probanden bei allen Versuchen, mit Ausnahme des Versuchs zur Klärung dieser Frage (5.1.4), handelsübliche Schallschutzkapseln.

Wie allgemein bekannt, ist das optische System zum großen Anteil an der Steuerung des aufrechten Standes beteiligt (5.1.3). Die Messunterschiede zwischen den Testsituationen - geöffnete gegen geschlossene Augen - hängen deshalb vollständig von der Optimierung der visuellen Orientierung bei geöffneten Augen ab. Dem

kann Rechnung getragen werden durch eine ausreichende Beleuchtung und optische Orientierungshilfen (z.B. Türkanten, Rahmen) in frontaler Entfernung von zirka fünf Metern zum Probanden (6,37).

Da das Schwankverhalten in gewissen Maße während eines Versuchs variiert (64), ist es notwendig, das Versuchsintervall genügend lange zu gestalten, um repräsentative Mittelwerte der Schwankungsparameter zu erhalten. Wir hielten beim Ausharren in der beschriebenen unbequemen und anstrengenden Grundposition eine Zeitspanne von 60 Sekunden für gerade noch zumutbar. Taguchi (64) beobachtete eine signifikant höhere Schwankungsintensität kurz nach Einnahme der Grundposition, bis sich die Meßwerte nach zirka 20 Sekunden Gewöhnungszeit auf ein relativ konstantes Maß einpendelten. Deshalb wurden von uns die ersten 20 Sekunden nach Einnahme der Grundhaltung verworfen und nur das anschließende Zeitintervall von 40 Sekunden ausgewertet.

Da Alkohol-, Nikotin- und Tabletteneinnahme die Vigilanz und damit auch das Schwankverhalten beeinträchtigen (56,58), wollten wir eine diesbezügliche Einflußnahme auf die Meßergebnisse ausschließen. In das Normalkollektiv wurden nur solche Personen aufgenommen, die auf Grund ihrer anamnestischen Daten während der letzten 24 Stunden keine entsprechende Exposition nachweisen konnten.

Der Ausschaltung von psychischen Störfaktoren, wie geringe Motivation, konnte nur durch Aufforderung zur Konzentration auf die bevorstehende Untersuchung entsprochen werden.

6.1.3 Diskussion der Auswertung und Darstellung des Körperschwankens anhand geeigneter Parameter

Bereits 1980 stellte Hufschmidt (34) alle bisher verwendeten Parameter zur Beschreibung des Schwankverhaltens gegenüber. In Übereinstimmung mit ihm fanden wir die Parameter m i t t l e r e A m p l i t u d e und S c h w a n k s p u r l ä n g e (Strecke) am geeignetsten zur Beschreibung des Schwankmodus einer Person.

Hufschmidt (34) bezog bei seiner Studie die von der Schwankspur umschlossene Fläche als Parameter mit ein. Diese Methode erschien uns als ungenau, da eine zufällige größere Auslenkung des Kraftschwerpunktes in eine Richtung - im Rahmen einer natürlichen Variabilität (64) - die Fläche wesentlich vergrößert. Aufgrund dieser Tatsache wichen wir von diesem Parameter ab.

Die Frequenzanalyse mittels "Fourier-Transformation" führten wir angesichts der Erfahrungen aus früheren Pilotuntersuchungen (58) und aufgrund von Vergleichen mit der Literatur (6,8,19,35,62) aus zwei Gründen nicht durch:

- Die Methode geht bislang im Wesentlichen nicht über die Darstellung einer Kleinhirnerkrankung hinaus (21).
- Die von uns verwendeten Parameter mittlere Amplitude und Schwankspurlänge lassen im Vergleich Aussagen über die mittlere Frequenz zu (vergl. Abb. 24 und 25)

Wir stellten Überlegungen an, den klinisch wichtigen Parameter F a l l n e i g u n g anhand unserer Messergebnisse darzustellen. Eine feste Ausgangskoordinate auf der Plattform konnte nicht angenommen werden, da es nicht möglich ist, jeden Probanden exakt so zu

positionieren, daß das Zentrum aller Schwankungen in der Ausgangsstellung übereinstimmt. Wir wählten als fiktiven "Nullwert" (Ausgangskoorinate für Relativbewegungen) das Zentrum aller Schwankungen bei geöffneten Augen. Vergleicht man bei beibehaltener Fußposition daraufhin diesen "Nullwert" mit dem Zentrum aller Schwankungen bei geschlossenen Augen (= Wegfall der visuellen Kontrolle) ergibt sich eine Relativbewegung, die dem klinischen Parameter "Fallneigung" entspricht. Mit einem geeigneten grafischen Verfahren (Abb. 19) wird es möglich, Fallneigungen als Vektor in Richtung und Betrag anzugeben. - Diese Methode ist von der exakten Position des Probanden auf der Plattform, und damit von einer weiteren Fehlermöglichkeit seitens des Untersuchers unabhängig.

Jeder Parameter für sich ist nicht in der Lage, alleine das Schwankverhalten ausreichend zu beschreiben. Nur die Kombination aus mehreren Parametern erlaubt es, Aussagen anhand einer Größe zu treffen. Deshalb wurde von uns zusätzlich der Begriff der **I n t e n s i t ä t** der Schwankung eingeführt. Dieses ist ein Parameter, das muß betont werden, der willkürlich ist und folglich einer genauen Definition bedarf. - Wir haben mittlere Amplitude und Schwankspurlänge gleichwertig berücksichtigen wollen. Da die mittlere Amplitude ca. zwei Zehnerpotenzen kleiner als die Schwankspurlänge ist, können diese zwei Größen nicht einfach addiert werden. Um auf vergleichbare Dimensionen zu kommen, mußte eine Bezugsgröße gefunden werden. Als diese bietet sich der jeweilige statistische Mittelwert unseres großen normalverteilten Kollektivs (Abb. 1 - 4) an, den wir als 100 Prozent setzten. Mittlere Amplitude und Schwankspurlänge erhalten also durch die Angabe in Prozent des statistischen Mittelwertes die

gleiche Größenordnung. Nun war es möglich, Amplitude und Schwankspurlänge zur **I n t e n s i t ä t** der Schwankung zu addieren. Es ist wichtig zu betonen, daß dieser neue Parameter - Intensität - ein zusammengesetzter Parameter ist, vergleichbar z.B. dem Integral - der Flächenbestimmung unter einer Kurve (62). Vor allem für den Kliniker wird die "Intensität" eine relevante Rolle spielen. Denn seine Fragestellung in Bezug auf die Gleichgewichtsregulation ist neben der "Fallneigung" die Stärke des Schwankens. Eine Vielzahl von Einzelparametern würde den Kliniker überfordern. Wie bereits eingangs erwähnt, kann jedoch nur ein Fortschritt im Hinblick auf differentialdiagnostische Erwägungen erfolgen, wenn möglichst viele Einzelparameter Berücksichtigung finden; - so gesehen ist die "Intensität" als zusätzlicher Parameter anzusehen. Anhand der Berücksichtigung mehrerer Parameter ist es gelungen, lediglich bei verschiedenen Kleinhirnerkrankungen Typologien aufzustellen (21).

6.1.4 Diskussion der Eichung von Messgrößen

Die Posturographie hat mittlerweile einen festen Platz in der Neurootologie. Als klinisches Routineverfahren konnte sie sich bislang nicht durchsetzen (vergl. 1.) Der wesentliche Grund hierfür liegt in der Widersprüchlichkeit der Autoren hinsichtlich ihrer Messergebnisse: Diese manifestiert sich erstens in der noch nicht vorhandenen Standardisierung der Verfahren (vergl. 1.) und zweitens in unzureichender Vergleichbarkeit der verschiedenen Messergebnisse.

Auf dem internationalen Symposium für Posturographie 1982 wurde von Kapteyn (36) eine Standardisierung der Verfahren vorgeschlagen. Die Dringlichkeit der Eichung von Messgrößen wurde ebenfalls von einigen Untersuchern

(7,10,29,64,67) schon erkannt und in Ansätzen auch ausgeführt; - in der gesamten Literatur findet sich jedoch noch keine Untersuchung an einem großen, normalverteilten Kollektiv mit geeichten und daher nachvollziehbaren Messgrößen. Deswegen haben wir es uns zur Aufgabe gemacht, sämtliche Messgrößen in geeichten "posturographischen Einheiten" (PU) auszudrücken (vergl. 4.3). Die von uns verwendete physikalische Eichung mittels Verschiebung eines standardisierten Gewichts (5kg) um einen bestimmten Betrag (10cm) auf der Plattform (vergl. 4.3.1) weist wesentliche Vorteile auf:

- Nachvollziehbarkeit und Kontrolle unserer Messergebnisse durch andere Untersucher
- Angleichbarkeit bereits durchgeführter Untersuchungen durch nachträgliche Kalibrierung fremder Plattformen
- Übernahme, ggf. Erweiterung unseres Normalkollektivs ohne zeitraubende Voruntersuchungen unter der Voraussetzung des Vorhandenseins derselben Versuchsanordnung. (siehe 9. - Auflistung der Messergebnisse unseres Normalkollektivs in Prozent des statistischen Mittelwertes der Testsituationen - geöffnete und geschlossene Augen auf "kalter" Platte)

Zur Kalibrierung des Parameters Fallneigung (Schwerpunktverlagerung nach Augenschluß) bieten sich grundsätzlich zwei Möglichkeiten an:

- 1) Eine posturographische Einheit (PU) entspricht "definitionsgemäß" der Verschiebung eines 5 kg Gewichts auf der Plattform. Die Schwerpunktverlagerung wird auf dieser Grundlage anhand posturographischer Einheiten auf ein Längenmaß zurückgerechnet und analog der Gewichtsverschiebung in Zentimetern angegeben.

- 2) Die Umkipppunkte verschiedener Probanden sind weitgehend konstant (vergleiche Punkt 4.3.2). So können sie als biologisch feste Größen angesehen werden. Es bietet sich geradezu an, Schwerpunktverlagerungen in Prozent dieser offensichtlich biologischen Konstante anzugeben, wobei der Umkipppunkt als 100 Prozent gesetzt wurde.

Obwohl das erstgenannte Verfahren als das physikalisch exaktere Verfahren angesehen werden muß, wählten wir aus Gründen der Anschaulichkeit die zuletzt genannte Möglichkeit. Sie gestattet eine plastische Vorstellung des Ausmaßes der Fallneigung.

6.1.5 Diskussion der Begrenzung des Normbereichs

An krankheitsspezifischen Merkmalen konnten bis heute nur eine pathologische 2.5 - 3 Herz-Zacke (20) bei kleinhirnerkrankten Patienten sowie Fallneigungen bei einseitigen Vestibularisausfällen (61) demonstriert werden. Da für weitere vestibuläre Erkrankungen bisher keine charakteristischen Merkmale gefunden werden konnten, muß das Abweichen von der Norm mittels eines geeigneten statistischen Verfahrens erfasst werden. Es gibt z.B. Bestrebungen eine strenge Grenze gesund/pathologisch mit Hilfe des 2-Sigma-Bereiches zu ziehen (10). Diese Methode erachten wir als sehr willkürlich, da sie der physiologisch großen Streubreite der Parameter nicht gerecht wird. Das einzige Verfahren, das keine festen, willkürlichen Schranken setzt, ist das grafische Verfahren der Perzentilendarstellung. Als Bezugspunkt für den von uns gewählten 94%-Bereich eignet sich der statistische Mittelwert der jeweiligen Parameter unseres normalverteilten Kollektivs (vergl. 5.3).

Allerdings ist die Anwendung dieses Verfahrens nur sinnvoll bei einem genügend großen Normalkollektiv.

Obwohl die Vertäubung der Fußrezeptoren durch die "kalte Platte" keinerlei Beeinträchtigung des Schwankverhaltens gegenüber dem Normverhalten nach sich zog (vergl. 5.1.2), verwendeten wir die Testsituationen geöffnete Augen gegen geschlossene Augen auf der kalten Plattform zur Einengung in Normbereiche. Denn wir vermuten, daß die Trennschärfe gesund/krank durch den Einsatz der kalten Plattform erhöht wird, da vestibulär kranken Patienten nicht das volle Ausmaß der Kompensationsmöglichkeiten zur Verfügung steht wie Gesunden.

Inwieweit diese Methode den Normalbereich vom pathologischen Bereich zu trennen vermag, wird sich jedoch erst bei der Auswertung einer Anschlußuntersuchung von vestibulären Patienten zur vorliegenden Arbeit zeigen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Diskusion der Auswertung der Einflüsse von optischen, somatischen, akustischen und vestibulären Faktoren

6.2.1.1 Einfluß des visuellen Systems

Mittlerweile unbestritten ist, daß nach Wegfall der visuellen Orientierung (Augenschluß) die Schwankungsparameter signifikant ansteigen (5,6,29,35,34,33,39,47,62) (vergl. 5.1.1). Stoll (62) und Njikokiktjien (47) geben eine Zunahme der Parameter prozentual um 10 - 15 an. Da wir bewußt bei der Testsituation - geöffnete Augen - auf die Optimierung (37) der visuellen Kontrolle des aufrechten Stehens geachtet hatten (vergl. 6.1.2), bewirkte der Augenschluß bei unserer Untersuchung eine Zunahme der Parameter um ca. 25 - 30 Prozent.

Beim Vergleich der anterior-posterioren Schwankrichtung gegen die lateralen Anteile finden sich in der Literatur widersprüchliche Ergebnisse. Einige Autoren (6,7,11,21,22,27,42,44,51) beschreiben vor Augenschluß ein Überwiegen der anterior-posterioren Anteile, während bei anderen (1,63) die Lateralen Anteile überwiegen. Bei unserer statistischen Überprüfung dieses Sachverhaltes im größeren Rahmen besitzen anterior-posteriore verglichen mit den Lateralanteilen sowohl bei geöffneten als auch bei geschlossenen Augen die gleiche Größenordnung. Damit befinden wir uns im Einklang mit Stoll (63) und Taguchi (64,65).

Wie schon Henriksson (29) beobachteten wir nach dem Augenschluß eine statistisch signifikante Verlagerung des Zentrums der Kraftschwerpunktabbildung nach vorne im Sinne einer Vorlage.

Ein Vergleich der Testsituation - Reduzierung des Gesichtsfeldes auf foveoläre Anteile durch Anbringen einer punktförmigen Lichtquelle frontal in fünf Metern Entfernung zum Probanden im sonst abgedunkelten Raum (5.1.1) - gegen die Testsituation - voll verfügbares Gesichtsfeld - bestätigte die Hypothese von der Dominanz des retinalen Gesichtsfeldes gegenüber dem foveolären Anteil der visuellen Kontrolle des Geradestehens (?): Denn bei foveolärer Beleuchtung wurde signifikant mehr geschwankt, als bei voll verfügbarem Gesichtsfeld.

Andererseits muß an dieser Stelle noch einmal betont werden, wie wichtig bei der Testsituation - geöffnete Augen - die Forderung nach einer Optimierung der visuellen Kontrolle ist (6.1.2), da deren Reduzierung offensichtlich eine Zunahme der Parameter bewirkt.

6.2.1.2 Diskussion des Einflusses des somatischen Systems

Das propriorezeptive System hat einen wichtigen Anteil an der Regulierung des Geradestehens (56). In Korrelation dazu konnten Orma (51) und Heyd (30) nach Tauchen der Füße ihrer Probanden in Eiswasser, bzw. Chloroformlösung statistisch signifikante Erhöhungen der Schwankungsparameter erzielen. Das Ausweichen der Probanden auf die Gegenseite nach einseitiger Kälteanästhesie bei Stoll (62) ist wohl als Fluchtreaktion zu deuten. Wie bereits erwähnt (6.1.5), bewirkte die Kälteanästhesie der Fußsohlen bei unserem Normalkollektiv keinerlei statistisch signifikante Veränderungen gegenüber dem Normverhalten. Inwieweit hier Trainingseffekte (Testsituation - kalte Platte - erfolgte nach - warmer Platte) oder gesteigerte Vigilanz (27) durch die unangenehme Untersuchung die zusätzliche Beeinträchtigung der Fußrezeptoren kompensieren konnten, bedarf einer experimentellen Klärung. Nashner (45) vermutet, daß Gesunde den Ausfall der Fußrezeptoren durch übergeordnete Propriorezeptoren (Waden, Oberschenkel, usw.) ohne weiteres ausgleichen.

Trotz negativer Resultate nahmen wir die Testsituationen - geöffnete und geschlossene Augen auf kalter Plattform - als Grundlage für die Eingrenzung der Messwerte in Normbereiche (6.1.5), da wir hoffen, bei später folgenden Untersuchungen an kranken Patienten eine größere Trennschärfe zum Normbereich zu erzielen.

6.2.1.3 Diskussion des Einflusses des akustischen Systems

Klangbilder oder oszillierende Töne beeinflussen das Schwankverhalten (14,22). Kapteyn (37) geht davon aus, daß vor allem bei Blinden im geringen Maße das akustische System die Orientierung im Raum erleichtert.

Die Beschallung mit einem "vertäubenden" Geräusch (weißes Rauschen) löste bei Stoll (67) eine Unsicherheit seiner Probanden aus. Wir untersuchten ebenfalls mit einem vertäubenden Geräusch (rosa Rauschen) und konnten ebenfalls eine Zunahme der Unsicherheit registrieren. Die Vermutung liegt nahe, daß vor allem auch die Qualität der Beschallung (Ton oder Geräusch) das Schwankverhalten beeinflusst. Hier wäre ebenfalls eine weitere experimentelle Abklärung notwendig.

6.2.1.4 Diskussion des Einflusses des vestibulären Systems

Die Herabsetzung der Empfindlichkeit der Gleichgewichtsorgane durch eine gleichzeitige Kaltspülung beider Gehörgänge bewirkte neben hohen Werten bei mittlerer Amplitude und Schwankspurlänge als dominantestes Merkmal eine extreme Vorlage. Anscheinend erleichtert das Steuern gegen den festen Widerstand der Vorlage das Balancehalten. Aus diesen Ergebnissen läßt sich eine Korrelation zwischen dem Grad der Vorlage und dem Ausmaß der Verunsicherung vermuten. Denn jede weitere Verunsicherung des aufrecht stehenden Probanden (Augenschluß, Beschallung, Herabsetzung der Empfindlichkeit der Gleichgewichtsorgane) zog eine signifikante Zunahme der Vorlage nach sich.

Es gibt Untersucher, die behaupten, daß die mittlere Amplitude ein Maß für einen vestibulären Schaden darstellt (35). Dies konnte durch unsere Ergebnisse nicht bestätigt werden. Bei unseren Versuchen schwankten die Probanden mit der Beeinträchtigung des vestibulären Systems mit geringerer mittlerer Amplitude als beim Versuch: Beschallung durch rosa Rauschen.

6.2.2 Diskussion der Auswertung der Gruppen Alter, Gewicht Körpergröße und Fußgröße

Hier liegen die widersprüchlichsten Aussagen in der Literatur vor. Einige Autoren (14,28) beschreiben eine Unsicherheit des Gleichgewichts erst jenseits des 60. Lebensjahres, während von einigen anderen (12,24,48,62) eine generelle Zunahme mit steigendem Alter postuliert wird. Hinsichtlich der Einflußgrößen Fußgröße, Gewicht und Körpergröße verhält es sich ähnlich. Taguchi (64) bemerkt steigende Parameter mit Zunahme dieser Faktoren.

In Übereinstimmung mit uns konnten Begbie (7), Edwards (22) und Kapteyn (35) keine statistisch signifikanten Veränderungen der Schwankungsparameter mit steigenden Gewicht, Größe und Körpergröße finden.

Ausnahme: Nach Augenschluß korreliert mit der Zunahme von Gewicht, Fußgröße und Körpergröße der Grad der Schwerpunktverlagerung nach vorne. Für diese Tatsache läßt sich bei wahrscheinlicher Korrelation der drei Einflußgrößen eine Erklärung bei Vorstellung der wirkenden Hebel- und Kräfteverhältnisse leicht ableiten.

7. Zusammenfassung

Es wurde ein posturografisches Verfahren entwickelt, mit dessen Hilfe klinische Screeninguntersuchungen zum Auffinden auch diskreter vestibulärer Erkrankungen ermöglicht werden sollen. Dabei wurde als geeignete Messplattform eine Vier-Komponenten-Messplattform der Firma Kistler verwendet. Die Ansprüche eines klinischen Screenings, wie die Auswahl geeigneter Parameter, die Eichung der Messgrößen und die Schaffung klinischer Normbereiche an einem genügend großen, normalverteilten Kollektiv wurden bei der Planung der vorliegenden Arbeit berücksichtigt und konsequent durchgeführt.

Intraindividuelle Faktoren wie Alter, Größe, Gewicht und Fußgröße bewirkten bei unseren Versuchen keine statistisch signifikanten Veränderungen der Parameter mittlere Amplitude und Strecke. Dies hat den Vorteil, daß diese Faktoren bei einer klinischen Routineuntersuchung nicht berücksichtigt werden müssen. Hinsichtlich des Parameters Schwerpunktverlagerung nach Augenschluß fanden wir eine signifikante Zunahme mit steigendem Gewicht, Größe und Fußgröße. Es ist auch anzunehmen, daß diese Größen korrelieren. Das Alter hat auf diesen Parameter offensichtlich keinen Einfluß.

Neben der Entwicklung dieses Verfahrens richtete sich unser Interesse auch auf die Analyse der Einflüsse des optischen, akustischen, somatischen und vestibulären Systems mit dem Ziel, eventuelle Störfaktoren zu finden, um dann auf dieser Grundlage deren Ausmaß und deren Beteiligung an der Steuerung des Geradestehens zu bewerten.

Dabei fanden wir, daß das optische System den dominantesten Anteil an der Steuerung des Geradestehens hat, wobei das retinale Sehen gegenüber dem foveolären

(mit eingeschränktem Gesichtsfeld) überwiegt. Beschallung durch "rosa" Rauschen ermöglichte keine akustische Orientierung, sondern bewirkte eine Verunsicherung der aufrecht stehenden Probanden. Die Herabsetzung der Empfindlichkeit der Gleichgewichtsorgane durch eine beidseitige Kaltspülung wurde von den Versuchspersonen relativ gut toleriert. Maximalwerte fanden wir nur hinsichtlich der Schwerpunktverlagerung nach vorne nach Augenschluß. Eine Beeinträchtigung der Druckrezeptoren der Fußsohlen durch Kühlung auf einer kalten Platte zeigte keine signifikanten Unterschiede zum Normalverhalten.

Wir hoffen, daß die aufgezeigte Analyse und Methode die geeignete Vorraussetzung schafft, um später vestibuläre Patienten von Normalpersonen zu unterscheiden und eine Möglichkeit bietet, eventuell spezifische Hinweise für Artdiagnosen zu finden.

Eine Untersuchung im größeren Rahmen zur Klärung dieser Frage wurde eingeleitet.

8. Literaturverzeichnis

1. Adolfson J. A., L. Goldberg
Effects of increased ambient air pressure on
standing steadiness in man.
Aerospace Med. 43 (1972) 520 - 524
2. Andres R. O., D. J. Anderson
Designing a better postural measurement system.
Am. J. Otolaryng. Vol 1 (1980)
3. Barany R.
Neue Untersuchungsmethoden, die die Beziehung
zwischen Vestibularisapparat, Kleinhirn, Groß-
hirn und Rückenmark betreffen.
Wiener Med. Wschr. 60 2033 (1910)
4. Barigant, P., et al
New design of E.L.A. Statokinesimeter
Agressologie B,C; (1972) 69
5. Baron J.B. et al
Statokinesiometrie
Presse Med. 64 36 (1955) 863
6. Begbie G.H. et al
Some problems of postural sway
Ciba Foundation Symposium 1967
Myotatik, Kinesthetic and Vestibular Mechanism
7. Bensel C.K et al
Power spectral density analysis of the standing
sway of males perception and psychophysics
Vol 4, (1968) 285 - 286

8. Bessineton J.C et al
Statokinesigrammes, taille, poids, sexe, reproductibilit
Agressologie 17 b (1976) 49 - 54
9. Black F., C. Wall, L. M. Nashner
Effects of visual and support surface orientation references upon postural control in vestibular deficient subjects
Acta otolaryng. 95 (1983) 199 - 210
10. Black F., O'Leary
The vestibular stability test: normal limits
Transact. Vol 84 1977 549
11. Black F., C. Wall
Postural control of center-of-force trajectories in patients with peripheral, eighth nerve and posterior fossa lesions
Vestibular mechanisms in health and disease ed. J.D. Hood, Academic Press (London, New York, San Francisco) 1978
12. Black F. et al
Dep. Otolaryng. Raymond, Jordan Hum. Vestibular Test Lab., Univ. Pittsburg Med. Eye, Ear Hosp. PA 152213 USA Otolaryng. (1982) 3/5 309 - 318

13. Black F. et al
Computerized Screening of the human vestibulospinal system
Am. Otol. Rhinol. Laryng. 87 (1978) 853 - 860
14. Bles et al
Effects of visual- vestibular interaction on human posture
Adv Oto-Rhino-Laryng, Vol 22 1977 111 - 118
15. Cerny E.
Multipurpose equipment for examination of the vestibular apparatus
Otolaryng. 32, 176 - 178 (1983)
16. Claussen, C.
Über die Aufzeichnung und Auswertung ausgewählter quantitativer Gleichgewichtsprüfungen
Habil. Schr. Berlin: Dissertationadruckstelle (1970)
17. Conraux, C.
Vestibular disequilibrium disorders in the elderly patient
Bull. Audiophonol. 16 (1983) 219 - 225
18. Dichgans, J. K. Mauritz
Patterns and mechanism of postural instability in patients with cerebellar lesions
Adv. Neurol. 39 (1983) 633 - 643
19. Dichgans J., T. Brandt
Visual-Vestibular Interactions: Effects on self-motion Perception and Postural Control
Handbook of Sensory Physiol. Vol 7 (1978) 756 - 795

20. Dichgans, J., K. Mauritz
Postural sway in normals and atactic patients:
Analysis of the stabilizing and destabilizing
effects of vision
Agress. (1976) 17c 15 - 24
21. Diener, H.C., Dichgans, J.
Quantification of postural sway in normals and
patients with cerebellar lesions
Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 57 (1984)
134 - 142
22. Edwards, A.S.
Body sway and vision
J. exp. Psychol. 36 (1946) 526
23. Eklund, G., et al
Biomechanical analysis of balance
Biomed. Engl. 5 (1970) 333
24. Ferny, G.R., P.J. Hollyday
Postural sway in amputees and normal subjects
J. Bone, Joint Surg. 60 (1978) 895 - 898
25. Grohmann, R.
An interactive computer system for control,
handling and recording of vestibular tests
Arch. Otolaryngol. (1982) 236/1 6 - 21
26. Gurfinkel, E.
Physical foundations of stabilography
Agress. (1973) 14c 9 - 14

27. Hellebrandt, F.
Standing as a geotropic reflex
Am. J. of Physiol. 121 (1938) 471 - 474

28. Hennebert, P.E.
Acta oto-laryng. 51 (1960) 412 - 415

29. Henriksson, N., C. Johansson
Electric analysis of the romberg-test
Acta otolaryng. 224 (1967) 272 - 279

30. Heyd, W.
Der Tastsinn der Fußsohle als Äquilibrierungsmittel des Körpers beim Stehen
Tübingen 1962

31. Hinsdale, P.
The standing of man considered physiologically and clinically
Am. J. Med. Science 93 (1887) 478 - 485

32. Honjo, S.
Some problems of the static function test II.
Otolaryng. (1971) 43/12 981 - 987

33. Honjo, S.
Some problems of the static function test I.
Otolaryng. (1970) 42/11 897 - 903

34. Hufschmidt, A., J. Dichgans
Some methods and Parameters of body sway quantification and their neurological application
Arch. Psychiat. Nervenkr. 228 (1980) 135 - 150

35. Kapteyn, T.
Afterthought about the physics and mechanics
of the postural sway
Agress. 14c (1973) 27 - 35
36. Kapteyn, T.
Without any standardization no general appli-
cation of posturographie
7. Internat. Symp.: Vestibular and Visual Control
on Posture and Locomotor Equilibrium (1983)
37. Kapteyn, T. et al
Standardization in platform stabilometrie
being a part of posturography
Agress. (1983) 27/7 321 - 328
38. Kapteyn, T.
Data processing of posturographic curves
Agress. 13/b (1972) 29 - 34
39. Kitahara, M.
Acceleration registography
Ann. of Otol. 74 (1965) 203 - 215
40. Litvinenkova, V. et al
Effects of noise on the regulation of posture
Cs. Hyg. 20/5 (1975) 236 - 239
41. Luchikin, L.A.
Equilibrium in different age groups as reflected
by stabilography
Vestn. ORL (Mosk.) Nr. 5, 29 - 34 (1983)

42. Mauritz, K., J. Dichgans
Quantitative analysis of stance in late cortical cerebellar atrophy of the anterior lobe and other forms of cerebellar ataxia
Brain 102 (1979) 461 - 482
43. Murray, M. et al
Normal postural stability and steadiness: Quantitative Assessment
J. Bone and Joint Surg. 57/7/4 (1975) 510 - 516
44. Nakamura, S., Y. Mimori, Y. Sako
Statokinesography on aged subjects and patients with spinocerebellar degeneration
Agress. 24/2 (1983) 153 - 154
45. Nashner, L.
Vestibular control model
Kybernetik 10 (1972) 106 - 119
46. Niederlandova, V.
Stabilographic findings in strabism
Agress. 14d (1973) 33 - 36
47. Njikokiktjien, C.
Displacement of the body's centre of gravity at galvanic stimulation of the labyrinth
Pract. Otol. 75/5 (1982) 1105 - 1112
48. Ogino, H., T. Matsunaga
Clinical findings on statographical examination
Agress. 24/2 (1983) 141 - 142

49. Okubo, J. et al
Lateralization of stepping movement as examined
by the analysis of the recording of the two-
dimensional center of gravity of body sway
Pract. Otol. 75/5 (1982) 235 - 243
50. Okubo, J. et al
Sway of center of gravity caused by stepping
movement in cases of Parkinson's disease.
Observation by Kinetogravicorder
Equil. Res. 39/2 (1980) 1105 - 1112
51. Orma, E.J.
The effects of cooling the feet and closing the
eyes on standing equilibrium
Acta physiol. scand. 48 (1957) 288 - 297
52. Patat, A.
Statokinésimétrie et sujets âgés (méthodes
et premiers résultats)
Bull. Audiophonol. 15 (1982) 563 - 572
53. Reschke, M., et al
Vestibulospinal reflexes as a function of
microgravity
Science 225 (1984) 212 - 214
54. Romberg, H.
Lehrbuch der Nervenkrankheiten des Menschen
1. Bd. 1840, Berlin, Alexander Duncker
55. Scherer, H.
Provokes vestibular nystagmus and caloric reactions
after sudden loss of vestibular function
Adv. otolaryng. 27 (1981) 168 - 175

56. Scherer, H.
Die räumliche Orientierung
Münchener Med. Wschr. 124 (1982) Nr. 11, 261 - 267
57. Scherer, H., G. Schultheiss
Die graphische Registrierung und rechnergesteuerte Auswertung des Romberg-Tests
Arch. ORL 231 (1981) 624 - 625
58. Scherer, H., S. Holtmann
Intra- und interindividuelle Unterschiede beim Romberg-Test
Arch. ORL 235 (1982) 617 - 620
59. Scott, D., E. Dzendolet
Quantification of sway in standing humans
Agress. 136 (1972) 35 - 40
60. Stevens, D. et al
Measurement of human postural sway
Proc. Roy. Soc. Med. 64, (1971) 653 - 655
61. Stoll, W.
Untersuchungsmethoden zur Objektivierung und Begutachtung vestibulärer Störungen
Aktuel. Neurol. 9/3 (1982) 121 - 125
62. Stoll, W.
Der Kippbühnenstehtest
Arch. ORL 234 (1982) 105 - 123
63. Stribley, K. et al
A quantitative study of stance in normal subjects
Arch. Phys. Med. 55 (1974) 74 - 80

64. Taguchi, K.
Computer calculation of movement of body's
center of gravity
Acta ORL 85 (1978) 420 - 425
65. Taguchi, K. et al
Relationship between the head's and the body's
center of gravity during normal standing
Acta ORL 90 (1980) 100 - 105
66. Tagueuchi, S.
The analysis of deviation and velocity of body
sway while standing
Pract. Otol. 75/9 (1982) 1805 - 1834
67. Thomas, D., Whitney, R.
Postural movements during normal standing in man
J. Anat. 93 (1959) 524 - 539
68. Tokita, T. et al
A study of the body sway in standing posture
Agress. 17b (1976) 7 - 14
69. Vieroth, K.
Stehen und Ortsbewegungen - Grundriß der Physio-
logie des Menschen
H. Laupp Tübingen (1862)
70. Wall, C. et al
Postural stability and rotational tests: their
effectiveness for screening dizzy patients
Acta otol. 95 (1982) 235 - 246

71. Wit de, G. et al
The stabilometrie as an auxiliary investigation
of patients with vestibular disturbances
Agress. 14d (1973) 27 - 31
72. Wit de, G.
Optic versus vestibular and proprioreceptive
impulses measured by posturography
Agress. 13b (1972) 75 - 79
73. Yaichiro, H. et al
Study of human standing ability
2nd Int. Posturogravic Symp. Sept. 1973 18 - 21

Amplitude C		Schwankweg C		Amplitude D		Schwankweg D	
Seite	Vor-Rück	Seite	Vor-Rück	Seite	Vor-Rück	Seite	Vor-Rück
27.19	149.3	60.48	67.34	58.19	47.47	44.57	89.05
62.35	64.39	96.07	48.68	76.37	89.91	107.6	38.34
77.87	77.74	66.07	21.54	48.94	48.84	35.88	27.59
138.3	163.2	131.7	114.4	125.6	185.3	155.5	39.66
72.87	34.95	82.62	68.46	111.3	52.52	55.55	54.15
164.7	156.2	98.96	171.8	139.7	108.8	88.94	166.8
63.90	59.07	73.22	58.01	53.78	42.22	43.75	44.83
116.2	187.1	68.51	83.43	81.89	69.95	52.65	68.17
188.9	95.98	62.56	74.87	56.38	67.85	39.17	70.23
62.18	188.6	103.8	76.13	82.77	119.1	118.6	228.0
97.19	88.74	36.26	51.34	104.9	116.8	94.93	95.14
127.1	116.1	163.5	135.3	74.57	86.55	67.68	88.91
78.43	71.61	53.57	291.8	64.78	65.96	50.74	144.5
69.74	63.68	75.72	36.96	67.01	64.07	60.96	25.05
154.6	141.1	116.8	52.73	101.8	122.6	135.4	37.06
83.75	181.7	79.26	82.44	88.65	86.97	88.15	145.0
74.39	127.6	39.16	165.7	90.33	141.5	59.74	62.32
93.83	72.91	77.96	23.12	127.5	154.4	153.4	79.77
77.87	114.0	118.2	30.65	140.9	140.7	142.7	47.57
216.8	156.5	213.1	90.15	226.2	227.5	228.2	113.0
99.33	82.12	74.13	72.61	78.57	122.6	56.52	34.08
78.03	96.41	97.42	48.36	134.6	102.7	134.5	165.1
121.2	31.07	179.0	173.2	151.8	125.6	147.2	74.17
135.2	52.68	130.6	384.6	131.5	95.16	164.8	248.3
147.5	23.09	171.4	267.5	120.5	91.38	141.1	231.5
77.21	89.00	75.02	121.8	60.83	95.77	51.15	32.84
107.0	78.00	92.70	147.5	95.29	84.24	79.77	133.1
94.31	69.85	79.66	190.3	92.35	71.63	99.31	124.1
116.2	89.25	73.41	71.26	97.47	98.10	68.33	60.50
100.8	78.58	88.59	102.0	76.99	80.88	58.67	37.63
108.9	76.93	116.0	33.07	77.10	102.3	92.69	75.34
81.51	99.74	81.36	277.5	59.66	97.26	68.56	217.5
71.03	59.05	82.33	199.5	97.05	77.31	102.2	143.0
55.74	52.96	67.81	108.5	40.54	37.27	52.18	71.57
31.79	121.5	94.29	120.7	118.9	21.99	21.99	21.99
114.0	72.51	119.8	185.7	136.2	112.3	145.7	145.1
32.52	21.90	35.15	104.1	77.31	26.59	15.25	14.79
95.43	123.2	139.0	55.30	75.21	79.20	117.2	55.11
174.5	135.2	129.3	269.8	90.54	71.18	74.42	21.43
60.11	145.5	62.54	60.85	67.22	51.05	68.88	228.4
114.0	112.7	129.6	474.5	97.89	105.2	113.1	144.3
211.2	127.0	189.5	404.5	128.1	139.8	134.4	106.8
153.5	35.78	113.3	139.1	152.3	111.1	152.3	217.1
80.65	99.60	65.96	55.75	65.96	47.85	81.66	59.32
54.18	51.65	41.68	22.08	59.03	50.28	77.69	24.19
143.4	149.5	89.08	25.55	186.3	163.6	129.8	76.42
117.3	73.71	93.27	155.7	100	97.63	101.0	95.25
105.0	146.6	109.3	94.61	114.8	97.26	95.89	213.6
55.42	30.53	75.33	35.24	75.84	58.51	61.69	15.24
67.22	61.63	87.03	65.81	70.58	186.3	90.91	73.10
29.31	155.7	134.1	25.96	126.3	150.6	150.2	31.22
75.43	126.3	87.11	31.46	74.78	121.4	85.83	26.49
72.10	59.24	93.84	75.77	70.77	62.46	91.44	149.1
125.7	86.76	190.3	330.4	67.89	91.17	143.6	121.2
72.55	55.52	109.3	96.59	72.26	71.80	95.02	121.8
80.77	79.53	77.73	48.77	77.31	79.62	95.84	102.5
29.51	75.58	108.7	75.19	81.30	93.73	127.3	129.6
110.9	52.80	143.3	93.93	90.75	130.2	109.6	77.66
33.19	111.0	75.38	51.97	71.64	42.35	21.4	59.20
24.37	51.91	75.82	149.3	80.86	21.1	75.10	115.5
37.87	31.87	113.4	49.75	140.1	144.2	150.5	32.17
163.3	59.64	70.35	66.77	68.96	77.31	31.74	55.30
109.1	87.48	124.4	27.36	92.43	116.9	145.7	75.85
79.55	94.37	98.39	42.95	66.13	79.41	66.42	104.8
74.75	164.4	169.8	55.25	195.7	123.1	157.4	152.4
165.6	163.7	164.1	188.1	188.8	98.96	182.1	124.1

Amplitude C		Schwankweg C		Amplitude D		Schwankweg D	
Seite	Vor-Rück	Seite	Vor-Rück	Seite	Vor-Rück	Seite	Vor-Rück
134,0	175,1	129,5	359,8	149,2	132,1	141,6	245,4
38,58	74,13	78,47	24,52	74,57	157,7	29,81	34,59
223,5	295,4	179,3	104,2	195,9	301,0	242,3	116,7
134,7	125,0	79,58	27,43	100,9	183,7	88,70	46,48
47,61	97,77	31,23	31,05	139,5	111,5	49,13	59,74
32,46	71,21	78,77	42,86	50,63	52,78	74,65	112,3
97,39	114,5	93,29	38,17	145,1	146,0	152,1	111,5
49,85	46,68	65,07	59,28	70,58	27,16	90,04	82,18
31,79	32,09	93,25	21,59	109,8	113,4	121,0	50,77
130,2	78,51	185,9	64,09	125	110,7	111,2	47,36
86,53	101,5	90,47	48,99	31,51	75	53,87	32,70
74,22	60,24	42,11	60,37	132,7	59,97	42,27	49,58
33,56	43,59	72,41	147,3	43,69	41,30	49,90	59,35
104,7	43,53	124,4	195,0	128,7	106,0	111,4	128,7
57,42	37,84	50,55	55,17	83,19	43,00	55,90	96,55
66,38	87,21	74,22	57,38	59,24	54,85	48,95	54,32
87,17	57,03	57,03	55,01	87,18	53,44	54,81	59,34
73,92	96,28	67,35	27,37	74,78	71,42	41,37	25,79
57,94	95,37	59,12	20,41	53,31	85,08	62,00	43,72
355,1	200	262,2	193,2	92,43	68,90	113,0	115,7
107,5	107,4	119,7	79,31	110,5	142,4	125,5	84,35
110,9	97,95	79,32	71,21	179,2	96,90	57,04	49,57
50,50	93,35	55,77	35,03	53,23	53,30	60,23	101,8
19,04	12,71	25,39	60,25	50,21	62,39	61,77	113,5
41,03	145,0	106,1	51,47	92,85	97,20	124,4	90,85
191,3	157,5	142,8	72,26	125,4	155,7	118,2	106,9
157,9	113,5	106,4	71,21	117,4	90,75	77,55	73,51
54,32	98,93	82,56	15,10	76,42	131,5	114,9	36,32
143,1	214,3	37,57	27,30	146,8	140,3	121,0	30,91
61,62	139,1	55,77	26,57	113,4	79,41	52,00	20,79
68,52	76,53	95,10	43,40	135,0	115,1	176,7	62,31
359,7	163,7	211,0	115,6	170,7	157,9	259,1	117,6
73,94	96,23	77,58	27,99	99,30	111,9	77,47	39,37
82,91	230,7	96,03	30,03	95,58	143,2	85,80	39,90

Tabelle:

Auflistung der Messergebnisse unseres Normalkollektivs in Prozent des statistischen Mittelwertes der Testsituationen - geöffnete (C) und geschlossene (D) Augen auf "kalter" Plattform.

Lebenslauf

Name: Klaus Hehl
Geburtsdatum: 12. Juli 1958
Geburtsort: Kaufbeuren
Eltern: Konrad Hehl, Raumausstatter und Ida
geb. Baur, Rentnerin
Familienstand: Ledig
Schulbildung: 1965 - 1969 Volksschule in Kaufbeuren
1969 - 1978 Staatliches Gymnasium Kauf-
beuren - Abschluß: Allgemeine Hochschul-
reife
Wehrdienst: Sommer 1978 bis Frühjahr 1979 Offiziers-
schule der Luftwaffe in Fürstenfeldbruck
Studium: April 1979 bis Mai 1985 LMU München
Fachrichtung Medizin - Abschluß:
Approbation als Arzt

